

Sveučilište u Zagrebu  
**Fakultet strojarstva i brodogradnje**

# **DIPLOMSKI RAD**

**Prof. dr. sc. Tanja Jurčević Lulić**  
**Prof. dr. sc. Ivica Smojver**

**Jasna Leder**

Zagreb, 2008.

Sveučilište u Zagrebu  
**Fakultet strojarstva i brodogradnje**

# **DIPLOMSKI RAD**

**Jasna Leder**

Zagreb, 2008.

## **SAŽETAK RADA**

U ovom radu su opisani dijelovi zuba, kao i njegove najuže okoline, gdje su navedena njihova opća svojstva te mehanička svojstva. Navedena je njihova pobliža funkcija u ustima te njihov položaj, zatim je navedena osnovna podjela zubi i njihova građa. Građa zubi je bitna za daljnje rješavanje diplomskog zadatka.

U uže razmatranje je uzet očnjak. Za dobivanje geometrije očnjaka poslužio je očnjak izvađen iz paradontoloških razloga. Nakon što je dobivena geometrija slijedi modeliranje u 3D programu – Catia-i (CATIA V5R16). Bilo je potrebno izmodelirati zub s njegovim osnovnim dijelovima, caklinom i dentinom, kao i dio njegove najuže okoline, periodontni ligament (PDL) i kost. Također je kost podijeljena na svoja dva osnovna dijela, kortkes, poznat još pod imenima zbita kost i kompakta, i spongiozu, koja je poznata još pod imenom spužvasta kost.

Budući da se metoda konačnih elemenata pokazala uspješnom u raščlambi prijenosa sila i naprezanja u biološkim sustavima korištena je za analizu naprezanja i pomaka zuba.

Za izradu mreže konačnih elemenata poslužio je program MSC.Nastran for Windows 2005, dok je analiza vršena u programu ABAQUS/CAE 6.5-1.

## SADRŽAJ

Sažetak rada .....	I
Sadržaj .....	II
Popis slika .....	IV
Popis tablica .....	VII
Popis oznaka i mjernih jedinica .....	VIII
Izjava .....	IX
Zahvala .....	IX
1. Uvod .....	1
1.1 Funkcija zubi .....	2
1.2 Podjela zubi .....	5
1.3 Građa zuba .....	9
1.4 Ortodonska biomehanika .....	19
2. Materijali i metode .....	24
2.1 Očnjak .....	24
2.2 Svojstva materijala .....	25
2.3 Izrada modela očnjaka .....	29
2.4 Izrada mreže konačnim elementima .....	33
3. Rezultati .....	39
3.1 Analiza s izotropnim svojstvima .....	41

3.2 Analiza s ortotropnim svojstvima .....	47
3.3 Usporedba analize izotropnim i ortotropnim svojstvima .....	53
4. Zaključak .....	59
5. Literatura .....	61

## POPIS SLIKA

Slika 1. Prikaz orijentacijskih ravnina (3D lijevo, 2D desno).....	4
Slika 2. Orijentacijske točke i plohe na zubu .....	4
Slika 3. Mliječna i trajna denticija .....	5
Slika 4. Prikaz zubnih lukova .....	6
Slika 5. Način obilježavanja zubi .....	7
Slika 6. Položaj sjekutića.....	7
Slika 7. Položaj očnjaka .....	8
Slika 8. Položaj pretkutnjaka .....	8
Slika 9. Položaj kutnjaka .....	9
Slika 10. Građa zuba; a) dijelovi zuba, b) osnovna raspodjela.....	10
Slika 11. Zdrava caklina i caklinska prizma .....	11
Slika 12. Dentin i pulpa .....	12
Slika 13. Prikaz cementa.....	13
Slika 14. Smještaj pulpe.....	15
Slika 15. Prikaz periodontnog ligamenta i položaja vlakana.....	16
Slika 16. Donja čeljust.....	18
Slika 17. Prikaz gingive .....	19
Slika 18. Prikaz rotacije i translacije zuba .....	21
Slika 19. Postavljanje fiksnog aparata (bravice).....	22
Slika 20. Građa očnjaka .....	24

Slika 21. Površine očnjaka .....	24
Slika 22. Prikaz dobivenih krivulja .....	30
Slika 23. Prikaz 3D modela dobivenog u Catia-i .....	31
Slika 24. Presjek 3D modela gdje su vidljivi svi dijelovi .....	32
Slika 25. Mreže konačnih elemenata pojedinih dijelova modela .....	34
Slika 26. Mreža konačnih elemenata cijelog modela.....	35
Slika 27. Prikaz tetraedarskog konačnog elementa .....	36
Slika 28. Prikaz uklještenja .....	39
Slika 29. Prikaz hvatišta sile.....	40
Slika 30. Prikaz koordinatnog sustava .....	40
Slika 31. Prikaz naprezanja po HMM teoriji za cijeli model (izotropna svojstva) .....	41
Slika 32. Prikaz naprezanja po HMM teoriji za korteks (izotropna svojstva) ...	42
Slika 33. Prikaz naprezanja po HMM teoriji za spongiozu (izotropna svojstva) .....	43
Slika 34. Prikaz naprezanja po HMM teoriji za periodontni ligament (izotropna svojstva) .....	44
Slika 35. Prikaz naprezanja po HMM teoriji za dentin (izotropna svojstva).....	45
Slika 36. Prikaz pomaka (izotropna svojstva).....	46
Slika 37. Prikaz naprezanja po HMM teoriji za cijeli model (ortotropna svojstva) .....	47
Slika 38. Prikaz naprezanja po HMM teoriji za korteks (ortotropna svojstva) .	48

Slika 39. Prikaz naprežanja po HMM teoriji za spongiozu (ortotropna svojstva) .....	49
Slika 40. Prikaz naprežanja po HMM teoriji za peridontni ligament (ortotropna svojstva) .....	50
Slika 41. Prikaz naprežanja po HMM teoriji za dentin (ortotropna svojstva) ...	51
Slika 42. Prikaz pomaka (ortotropna svojstva) .....	52
Slika 43. Usporedba ortotropnog i izotropnog svojstva modela zuba .....	53
Slika 44. Usporedba ortotropnih i izotropnih svojstava korteksa .....	54
Slika 45. Usporedba ortotropnih i izotropnih svojstava kod spongioze .....	55
Slika 46. Usporedba ortotropnih i izotropnih svojstava kod peridontnog ligamenta .....	56
Slika 47. Usporedba ortotropnih i izotropnih svojstava kod dentina .....	57
Slika 48. Usporedba ortotropnih i izotropnih pomaka modela zuba .....	58



## POPIS TABLICA

Tablica 1. Vrijednosti modula elastičnosti [3] .....	26
Tablica 2. Vrijednosti Poisson-ovog koeficijent [3] .....	27
Tablica 3. Mehanička izotropna svojstva korištena u analizi .....	37
Tablica 4. Mehanička ortotropna svojstva korištena u analizi .....	38

## POPIS OZNAKA I MJERNIH JEDINICA

$E$	MPa	Modul elastičnosti
$E_1, E_2, E_3$	MPa	Modul elastičnosti u Kartezijevu koordinatnom sustavu
$G$	MPa	Modul smicanja
$G_{12}, G_{23}, G_{31}$	MPa	Moduli smicanja u Kartezijevu koordinatnom sustavu
$\sigma$	MPa	Ekvivalentno naprezanje po HMM teoriji
$\nu$	-	Poissonov koeficijent
$\nu_{12}, \nu_{23}, \nu_{31}$	-	Poissonovi koeficijenti u Kartezijevu koordinatnom sustavu

## IZJAVA

Izjavljujem da sam ovaj rad izradila samostalno, koristeći se znanjem i vještinama stečenim tokom studija na Fakultetu strojarstva i brodogradnje Sveučilišta u Zagrebu te s navedenom literaturom.

## ZAHVALA

Prvenstveno se želim zahvaliti prof. dr. sc. Tanji Jurčević Lulić na uloženom trudu i vremenu ne samo za vrijeme izrade diplomskog rada, već od samih početaka studija. Također velika zahvala ide prof. dr. sc. Ivici Smojveru, koji me je usmjeravao, savjetovao i poticao na „više“ tokom izrade diplomskog rada.

Neizostavni tokom cijelog mog školovanja su moji roditelji, te moja sestra, koji su mi pružali moralnu pomoć u teškim trenucima, te se radovali svakom uspjehu. Velika zahvala mom dečku koji je bio uz mene kao moralna potpora, a također su nezaboravni i moji prijatelji koji su bili uz mene.

Hvala vam svima!

## 1. UVOD

Tema ovog diplomskog zadatka je analiza naprezanja u jednokorijenskom zubu kod djelovanja ortodontskih sila. U jednokorijenske zube spadaju sjekutić i očnjak, a analiza je vršena na modelu očnjaka.

Cilj rada je izvršiti analizu biomehaničkih sila koje nastaju primjenom ortodontskih aparata (bilo fiksnih bilo mobilnih). Zub je potrebno izmodelirati u CAD programu, te treba sadržavati dentin, caklinu, ligament i kost. Pod pojmom kost se podrazumijeva dio čeljusti u kojemu je usidren zub. Također kost treba biti podijeljena na svoja dva dijela, dio koji se nalazi na površini, kompakta (korteks), te dio koji se nalazi u sredini kosti, spužvasta kost (spongioza).

Nakon što se dobije model, pomoću FEM programa potrebno je izvršiti analizu. Problem prijenosa sile i naprezanja na zube i okolna tkiva vrlo je složen zbog nehomogene strukture koja ih izgrađuje, nepravilnosti kontura i njihova vanjskog oblika, te složene unutrašnje morfologije. Materijali pojedinih biomehaničkih komponenti definirani su na temelju vrijednosti dostupnih u literaturi, te je važno za naglasiti da svaki materijal ima bitno drugačija mehanička svojstva. U analizi je potrebno razmotriti razlike u raspodjeli naprezanja koje nastaju pri promjeni hvatišta i veličine sila, odnosno momenata.

## 1.1 Funkcija zubi

Zub je koštani organ koji se nalazi u ustima većine kralješnjaka i služi za drobljenje i žvakanje hrane [1]. Neke životinje, posebice zvijeri, također koriste zube za lov ili obranu. Zubi su najkarakterističnija značajka sisavaca.

Tijekom života, ljudima zubi izbijaju dva puta te se na taj način razlikuju mliječni i trajni zubi. Mliječni zubi izbijaju s otprilike šest mjeseci te počinju ispadati u šestoj godini života, te nakon toga rastu trajni zubi. Zubi bi trebali trajati čitav životni vijek, ali često nije tako. Izgubljeni zubi se mogu nadomjestiti alveolarnim implantatima, stalnim nadogradnjama (mostovi i krunice), te parcijalnim ili totalnim protezama. Bolestima zuba bavi se stomatologija.

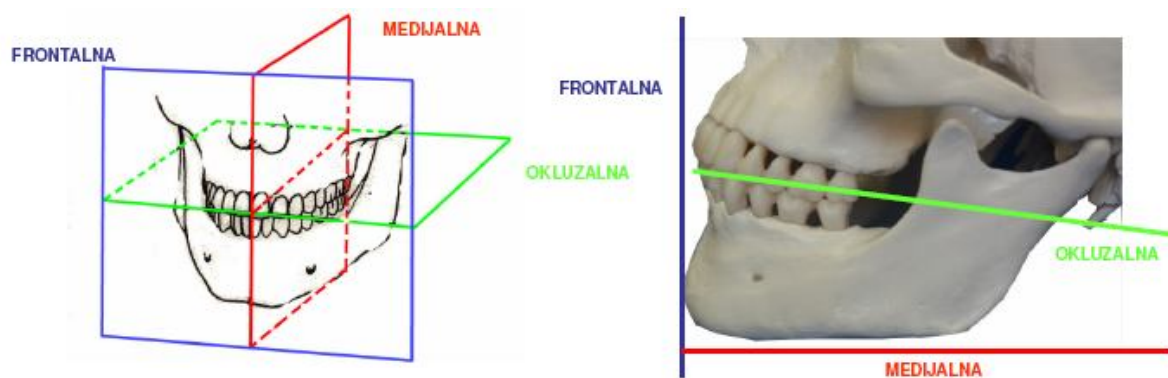
Trajnih zuba ima ukupno 32, po 16 u svakoj čeljusti. Počinju izbijati oko šeste godine, da bi u 12. godini bili izmijenjeni svi mliječni zubi. Posljednji zub, treći kutnjak ili zub mudrosti, izbija od 18. do 25. godine, a kod nekih ljudi vrlo kasno ili čak nikada. Od sredine lica prema stranama, razlikujemo sljedeće trajne zube 4 sjekutića, 2 očnjaka, 4 pretkutnjaka i 6 kutnjaka.

Sjekutići služe odgrizanju, očnjaci otkidanju i držanju, pretkutnjaci mljevenju hrane, a kutnjaci izvode najveći dio žvakanja. Osim toga zubi imaju estetsku i fonetsku ulogu.

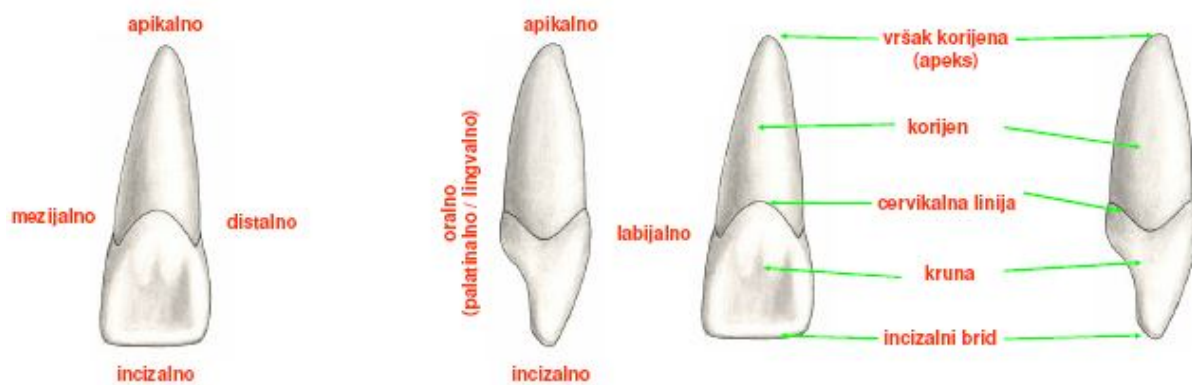
Položaj zubi u čeljustima i njihov oblik određen je genetikom, odnosima između obraza i jezika, ravnotežom sila mišića obraza i jezika, temporomandibularnim zglobovima (zglobovi koji spajaju čeljust s ostatkom lubanje) i kostima čeljusti, silama žvakanja te različitim silama koje djeluju tijekom rasta i razvoja.

Zubi se unutar zubnih lukova nalaze u neutralnom položaju u kojem je djelovanje svih sila izjednačeno ili približno jednako nuli.

Sile mišića obraza i jezika omogućavaju pravilno pozicioniranje u vestibulooralnom smjeru (prostor između zuba i usne u smjeru prema ustima). Različiti poremećaji u djelovanju tih sila utječu i na položaj zubi u čeljusti te njihove međusobne odnose. Sile žvakanja, gutanja i govora također određuju pozicioniranje zuba. Svi zubi imaju tendenciju mezijalizacije (naginjanja zuba mezijalno) koju u normalnim uvjetima sprečavaju kontaktne točke, odnosno plohe (slika 2). Ta tendencija naročito je izražena pri gubitku kontaktne točke gdje brzo dolazi do pomicanja zuba mezijalno ili naginjanja zuba. Vertikalnu poziciju zubi određuje njihov međusobni kontakt. Nedostatak ili prisutnost tog kontakta također pomaže ili omogućuje pomicanje zubi u ostalim pravcima. Nije neuobičajeno da nakon gubitka antagonističkog kontakta dolazi do izrastanja zuba što ubrzo narušava harmoniju cjelokupnog žvačnog sustava.

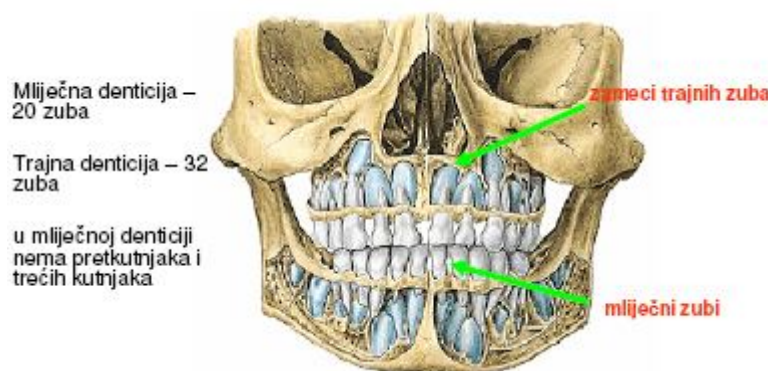


Slika 1. Prikaz orijentacijskih ravnina (3D lijevo, 2D desno)



Slika 2. Orijentacijske točke i plohe na zubu

## 1.2 Podjela zubi



*Slika 3. Mliječna i trajna denticija*

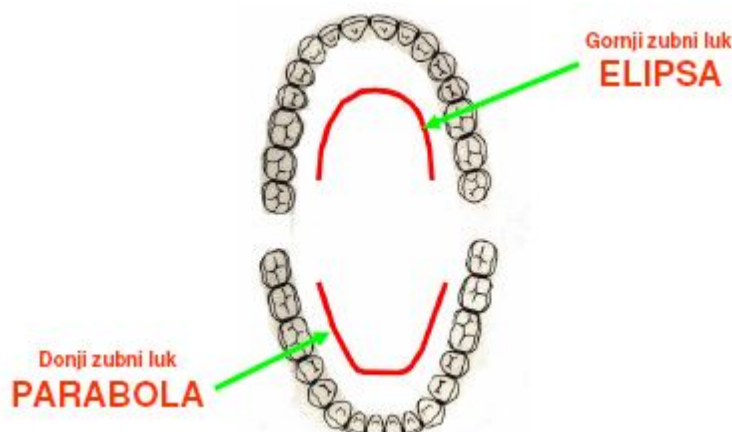
Zubi se mogu podijeliti po vremenu izrastanja, morfološkom obliku i položaju u dentalnom luku. Čovjek ima dva perioda izrastanja zuba (difiodoncija), pa razlikujemo primarnu (mliječnu) i stalnu denticiju (slika 3). Mliječna denticija se sastoji od 20 zuba. Stalna denticija se obično sastoji od 32 zuba, a započinje od šeste godine života. Postoji i period tzv. mješovite denticije (kada su prisutni i stalni i mliječni zubi u ustima) i traje od 6 do 12 godine života.

Prema morfološkim karakteristikama zubi se dijele na klase: na sjekutiće, očnjake, pretkutnjake i kutnjake.

Zubi čine tzv. dentalne lukove. Gornji dentalni luk ima oblik poluelipse, a donji oblik parabole (slika 4). Prema mjestu u zubnom luku zubi se dijele na: gornje i donje zube, desne i lijeve zube, prednje i bočne zube.



Prednji zubi su sjekutići, koji sijeku hranu, i očnjaci, koji kidaju hranu. Bočni zubi su pretkutnjaci ili mali kutnjaci, koji gnječe i melju hranu i kutnjaci, koji imaju istu funkciju kao i pretkutnjaci.



*Slika 4. Prikaz zubnih lukova*

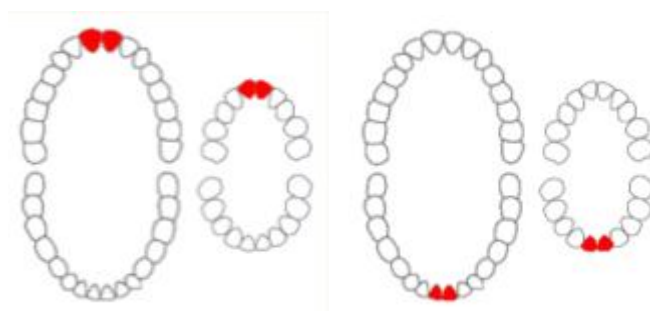
Postoji više načina (sistema) obilježavanja zuba, ali danas se u svijetu najčešće koristi binarni brožani sistem (FDI sustav). Zubni lukovi su podijeljeni na četiri kvadranta koji su obilježeni brojevima 1 - 4 za stalnu denticiju (pri čemu 1 označava gornji desni, 2 gornji lijevi, 3 donji lijevi i 4 donji desni kvadrant). Četiri kvadranta mliječne denticije su obilježena brojevima 5 - 8. Drugi broj u sistemu označava položaj zuba u kvadrantu, idući od medijalne linije (slika 5). Tako npr. gornji desni očnjak se označava sa 13 (jedan-tri); donji lijevi lateralni sjekutić sa 32 (tri-dva) itd.



Slika 5. Način obilježavanja zubi

## Sjekutić (inciziv)

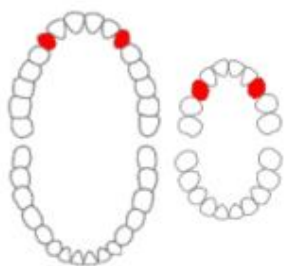
U sjekutiće spada 8 zuba, 4 u gornjoj čeljusti i 4 u donjoj čeljusti, te su oni ujedno i prednji zubi (slika 6). Njihova funkcija je sjeckanje i prerezivanje hrane prilikom žvakanja. Ne postoji vrh na tim zubima, umjesto toga površina zuba koja se koristi prilikom žvakanja se naziva rub zuba.



Slika 6. Položaj sjekutića

## Očnjak (kanin)

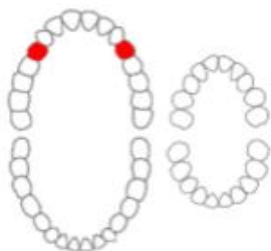
Očnjaci i u gornjoj i donjoj čeljusti su postavljeni tako da odvajaju sjekutiće i prekutnjake (slika 7). Očnjaci služe kao nadopuna sjekutićima i prekutnjacima prilikom žvakanja, a također ima je bitna uloga da kidaju hranu prilikom žvakanja.



*Slika 7. Položaj očnjaka*

## Prekutnjaci (premolar)

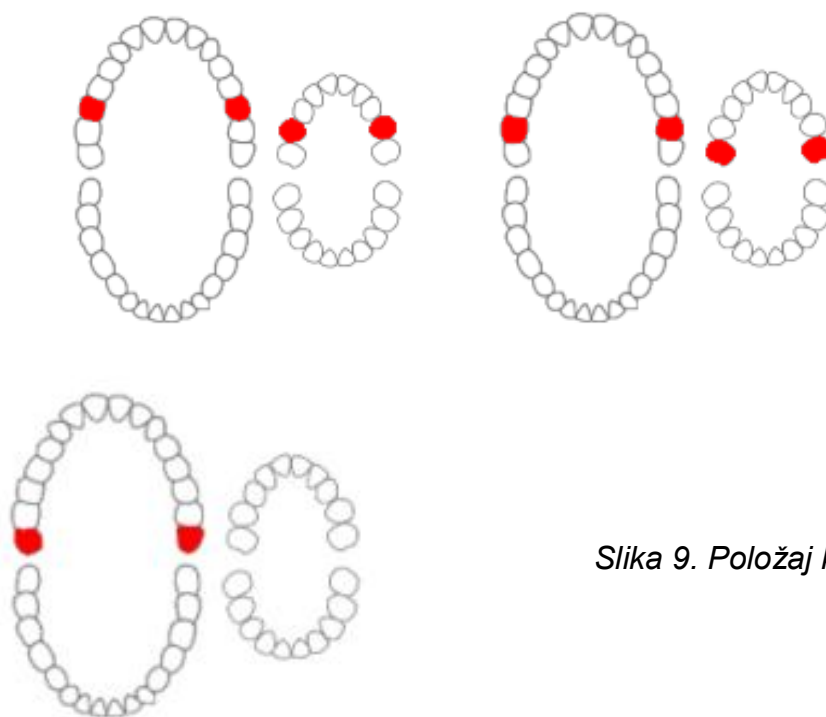
Prekutnjaci se nalaze između očnjaka i kutnjaka (slika 8). Podijeljeni su na prve i druge prekutnjake. Funkcija im varira, a ujedno nema mliječnih prekutnjaka, umjesto toga na mjestu gdje se nalaze trajni prekutnjaci, prije toga se nalaze mliječni kutnjaci.



*Slika 8. Položaj prekutnjaka*

## Kutnjaci (molar)

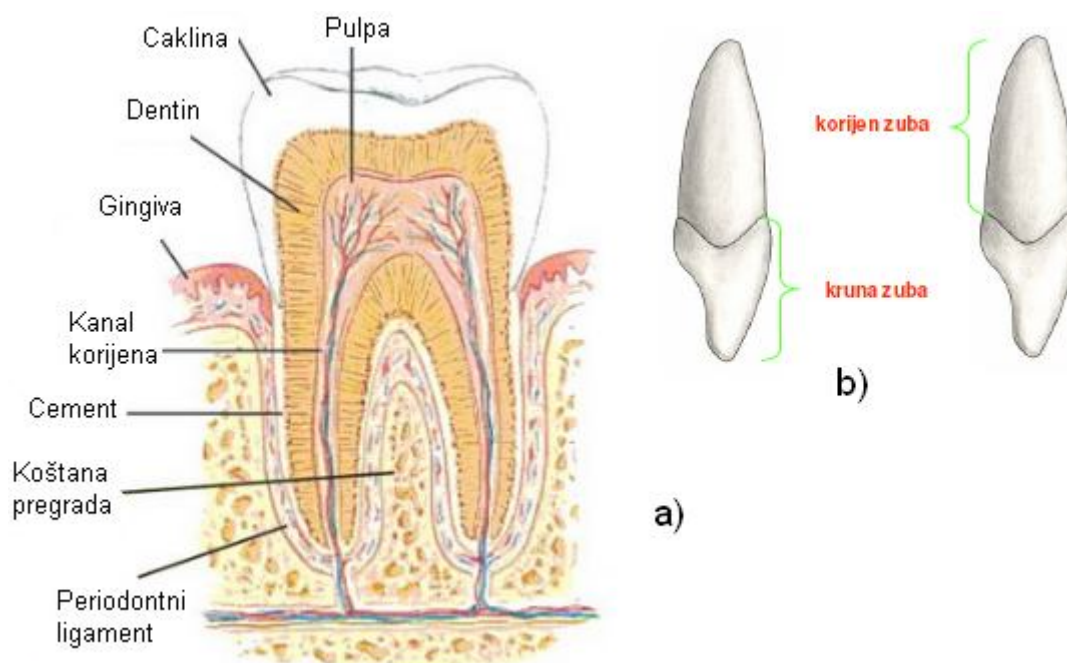
Kutnjaci su najstariji zubi u ustima. Funkcija kutnjaka je da prilikom žvakanja samelju hranu. Postoji velika razlika između mliječnih i trajnih kutnjaka dok im je funkcija jednaka. Trajni kutnjaci u čeljusti nemaju mliječne zube (slika 9).



*Slika 9. Položaj kutnjaka*

### 1.3 Građa zuba

Četiri osnovna tkiva tvore zub: caklina, dentin, cement i pulpa. Prva tri tkiva su tvrde građe, sastoje se od različitog udjela mineralnih tvari koje im daju čvrstoću. Caklina i dentin čine krunu zuba, dok cement i pulpa čine korijen zuba. Pulpa je specijalizirano tkivo i sastoji se od vezivnog tkiva, krvnih žila i živaca te ima prehrambenu, oblikovnu i zaštitnu ulogu. Periodontni ligament sa zubom čini anatomsku i funkcionalnu cjelinu. On veže zub za kosti. Gingiva okružuje zub i prekriva kost u koju su zubi umetnuti (slika 10).



Slika 10. Građa zuba; a) dijelovi zuba, b) osnovna raspodjela

### 1.3.1 Caklina

Caklina je najtvrdja te najviše mineralizirana tvar na tijelu, a ujedno čini jednu od četiri najbitnijih dijelova zuba. Caklina je vidljiva izvana (ona je uočljiva samim pogledom u usta), a „drži“ je dentin koji nije vidljiv i u potpunosti se nalazi ispod cakline. 96% cakline se sastoji od minerala, a ostatak čine voda i organske tvari. Normalna boja cakline varira od svijetlo žute do sivkasto bijele boje. Budući da je caklina prozirna, boja dentina i bilo kojeg restorativnog materijala ispod cakline bitno utječu na sam izgled zuba. Debljina cakline ovisi o dijelu površine zuba koji prekriva. Obično je deblja na vrhu, gdje njena debljina iznosi obično oko 2.5 mm, a najtanja je na rubovima što se klinički vidi kao spoj cementa i cakline.

Velika količina minerala u caklini nije uzrok samo čvrstoći zuba već također i krhkosti. Zubna caklina je najtvrdža supstanca u ljudskom tijelu, tvrdoća joj iznosi 5 po Mohs-ovoj ljestvici tvrdoće minerala. Dentin koji ima manju količinu minerala, 3 - 4 po Mohs-ovoj ljestvici, te je manje krhak, nadoknađuje krutost cakline, te je neophodan kao potporanj. Za razliku od dentina i kosti, caklina ne sadrži kolagen. U svojoj strukturi ima dvije jedinstvene grupe proteina.

Mohs-ova ljestvica je ljestvica tvrdoće minerala te služi za relativnu procjenu tvrdoće minerala. Ljestvica ima vrijednosti od 1 do 10, gdje 10 je najveća vrijednost, to je vrijednost tvrdoće dijamanta. Važno je za naglasiti da ljestvica nije linearna, jer dijamant ima vrijednost 10, a vrijednost 1 ima talk (mineral), a dijamant je puno tvrdi od talka.

Osnovna građevna jedinica cakline je caklinska prizma. Promjer caklinske prizme je 4-8  $\mu\text{m}$  (slika 11).



*Slika 11. Zdrava caklina i caklinska prizma*

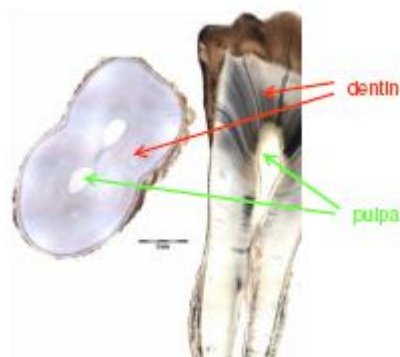
### 1.3.2 Dentin

Dentin je klasificirano tkivo tijela, te čini osnovu građe zuba (slika 12). Nalazi se ispod cakline, kao što je već prije spomenuto, te ispod njega se nalazi cement i pulpa. 70% dentina sačinjavaju mineralne tvari, 20% čini organska tvar te 10% čini voda.

Dentin se sastoji od mikroskopskih kanala koji se zovu zubne cijevi, te one izlaze iz dentina preko pulpe do vanjskog cementa te do rubova cakline. Te cijevi se sastoje od fluida i staničnih struktura. Kao rezultat toga, dentin ima određeni stupanj propustljivosti što može povećati osjećaj boli kao i mogućnost truljenja dentina.

Stvaranje dentina, znano kao dentinogeneza, započinje stvaranjem cakline koje je potaknuto stanicima pulpe, odontoblastima. Za razliku od cakline, dentin raste i dalje tokom života kao reakcija na stimulaciju kao što je truljenje zuba ili trenje.

Postoji više vrsta dentina, razlikuju se po vremenu pojave te stupnju razvoja. Primarni dentin čini veći dio zuba. Sekundarni dentin se razvija kada je u potpunosti razvijen korijen te se razvija puno sporije od primarnog. Tercijarni dentin nastaje kao biološko odgovor na stimulaciju.



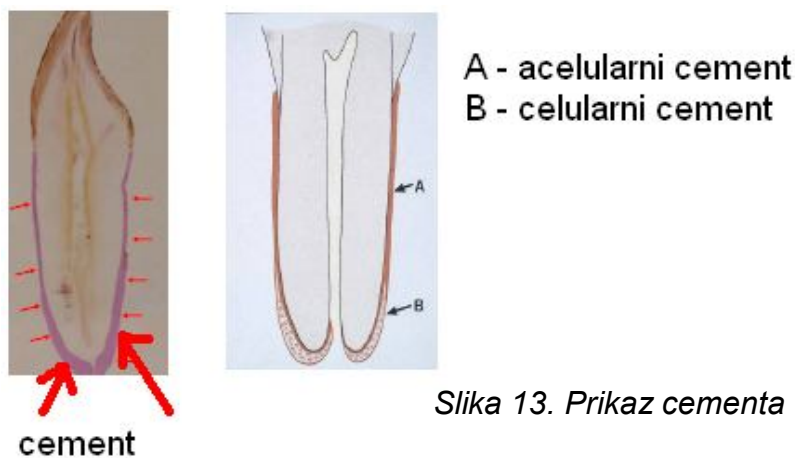
Slika 12. Dentin i pulpa

Promjer i gustoća dentalnih kanala su veći bliže pulpe. Idući od unutrašnjosti prema vanjskoj površini promjer iznosi od 2.5  $\mu\text{m}$  (u blizini pulpe), zatim 1.2  $\mu\text{m}$  u sredini dentina do 0.9  $\mu\text{m}$  na spoju dentina i cakline. Gustoće iznose 59,000 do 76,000  $\text{mm}^3$  blizu pulpe, dok je iznos gustoće blizu spoja s caklinom upola manji.

Budući da je dentin mekši nego caklina, trune brže i veća je mogućnost stvaranja karijesa, ako se ne čisti redovito, ali je zbog svojih elastičnih svojstava dobar potporanj caklini.

### 1.3.3 Cement

Cement je mineralizirano vezivno tkivo, koje prekriva dentin u predjelu anatomskog korijena zuba (slika 13). Cement nastaje izlučivanjem stanica cementoblasta (stanice koje izgrađuju cement) u korijenu zuba, u njegovom vrhu. Boja mu je žućkasta te je mekši nego caklina i dentin jer je manje mineraliziran. Najdeblji je u predjelu vrha (1 - 2 mm) i na mjestu račvanja korijena (ukoliko se radi o višekorijenskim zubima).



Slika 13. Prikaz cementa

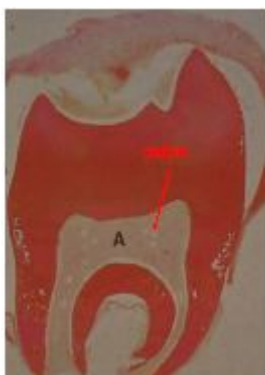


Glavna uloga cementa u zubu je da služi kao medij koji povezuje pomoću periodontnih ligamenata zub i kost, točnije čeljust. Cement se nalazi u samoj čeljusti te dok se zub nalazi u ustima nije vidljiv. Donja površina cementa je tangentna naspram periodontnim ligamentima koji prolaze kroz čeljust, dok je gornja površina spojena čvrsto s dentinom zuba. Također dodiruje caklinu na cementno-caklinskom spoju. Taj spoj se naziva astanični cement jer na tom mjestu se nalazi najmanje gradivnih stanica, te to čini otprilike 1/3 do 1/2 korijena zuba. Najpropustljiviji dio cementa, stanični cement, sačinjava 1/3 do 1/2 vrha korijena gdje se spajaju dentin i cement. Drugi dio cementa je stanični cement koji se ponekad proširuje na caklinu.

Po strukturi je sličan kostima i sadrži 33% organskih i 45% anorganskih tvari te 22% vode. Slično kao dentin, cement se stvara tokom cijelog života i ima veliki reparatorni potencijal.

#### **1.3.4 Pulpa**

Pulpa se nalazi u srednjem dijelu zuba te se sastoji od živog mekog tkiva i stanica koje se nazivaju odontoblasti (stanice koje izgrađuju zube). Volumen trajnog zuba je  $0.38 \text{ cm}^3$ , a volumen pojedine pulpe iznosi  $0.02 \text{ cm}^3$  (slika 14).



*Slika 14. Smještaj pulpe*

Smještena je u pulpnoj komori i korijenskom kanalu. Pulpa je u kontinuitetu s vezivnim tkivom parodontne sveze (periodontni ligament) preko vrška (apeksa) svakoga korijena i eventualno bočnim ili dodatnim korijenskim kanalima. Starenjem, trajnim stvaranjem dentina suzuje se pulpni kavitet (šupljina u kojoj se nalazi pulpa) i vršci korijena.

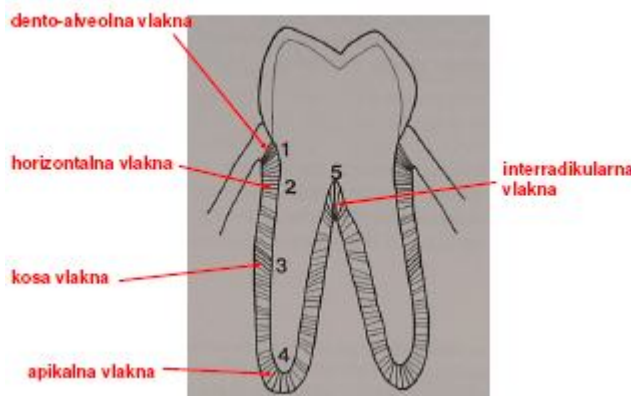
Primarna funkcija dentalne pulpe je stvaranje dentina (pomoću odontoblasta). Osim zaštitne, zubna pulpa ima hranidbenu ulogu, opskrba krvlju i hranjivim tvarima, zatim senzoričku, registracija temperature, mehaničkih i kemijskih čimbenika koji djeluju na dentin i pulpu, formativnu ulogu, kontinuirano održavanje i stvaranje dentina, i obrambenu funkciju, pokretanje upalnog odgovora.

### **1.3.5 Potporne strukture**

Periodontum je potporna struktura zuba koja pomaže vezati zub za okolna tkiva i time mu omogućiti osjećaj dodira i tlaka. Sastoji se od cementa periodontnih ligamenata, alveolarne kosti i gingive.

Od ovih dijelova cement je jedini dio ove strukture koji pripada samom zubu. Periodontni ligamenti povezuju zub, točnije cement, s alveolarnom kosti. Alveolarna kost okružuje korijen zuba, korijen se u biti nalazi u njoj, te mu čini potporanj. Na kosti se nalazi, leži na njoj, gingiva desni što se vidi u ustima.

Periodontni ligament je vezivno tkivo čija vlakna spajaju zub s alveolarnom kosti sa svih strana te spada u meka tkiva. Ta vlakna pomažu zubu da ostane na mjestu prilikom tlačnih sila koja se javljaju kod žvakanja. Periodontni ligament sadrži receptore za bol, dodir i pritisak. Proprioceptivna vlakna ovog ligamenta prenose signale koji zaustavljaju pritisak na zube mehanizmom povratne sprege. Kada se preveliki pritisak prenese na zube, u njima se javlja osjet boli, uslijed čega se smanjuju sile koje djeluju na zube. Dakle periodontni ligament djeluje u smislu očuvanja žvačnog sustava prijenosom sila sa zuba na kost, i ublažavanjem istih.



*Slika 15. Prikaz periodontnog ligamenta i položaja vlakana*

U periodontnom ligamentu razlikujemo više vrsta vlakana. Ta vlakna mogu biti cemento-gingivni snopovi (dento-alveolni snopovi) koji izlaze iz cementa zubnog vrata, blizu caklinsko-cementne granice i završavaju u vezivu prirasle gingive i u slobodnoj gingivi i cementno-alveolne snopovi koji se mogu protezati, koso, apikalno, i interradično (slika 15).

Širina periodentalnih ligamenata je 0.2 mm, te ta vrijednost s godinama opada. Pojedina vlakna imaju promjer 55 nm. Ligamenti se sačinjeni od kolagena i elastičnih vlakana, te kao i svi ligamenti na tijelu i oni su visoko vaskularizirani. Bogato je opskrbljen krvnim žilama i živcima.

Alveolna kost se može definirati kao koštano tkivo koje ima zadatak okružiti i učvrstiti zube. Ona izgrađuje alveolni nastavak koji predstavlja kontinuiranu cjelinu s bazalnim kostima gornje i donje čeljusti. Osnovna uloga alveolne kosti je potporna uloga, a to znači da sudjeluje u vezivanju periodontnih vlakana i prijenosu, preko nje se sile oslobodene tijekom žvakanja, gutanja, govora i sl., ona razlaže, prenosi i amortizira.

Alveolarna kost građena je od zbite (kortikalne) i spužvaste (spongiozne) koštane tvari (slika 16). U područjima trajektorija, zbita koštana tvar je deblja te služi za prijenos žvačnih sila na okolne kosti. Krvne žile i živci prolaze kroz kost do otvora na vrhu korijena, gdje ulaze u zubnu pulpu.

Alveolarna kost podložna je fiziološkom procesima remodeliranja. Tu se aktiviraju osteoklasti koji enzimskim sustavom razgrađuju staru kost, i osteoblasti koji sintetiziraju ogransku matricu u koji se istalože soli kalcija i fosfora i tako stvaraju "novu" kost. Da bi kost bila sposobna za remodeliranje, mora biti izložena umjerenoj fizičkoj sili. Ukoliko je nema, a to nalazimo na bezubom alveolarnom grebenu, ona se počinje resorbirati zbog izostanka impulsa za remodelaciju.

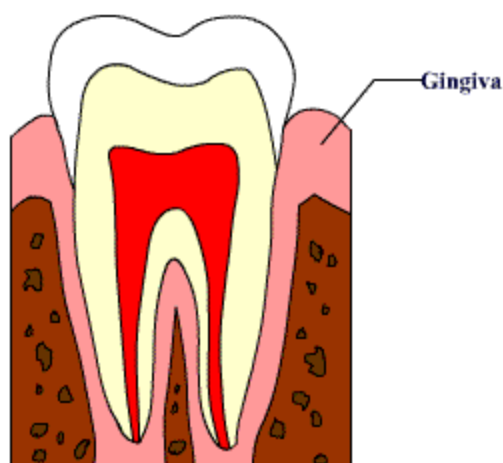


*Slika 16. Donja čeljust*

Gingiva, ili drugi naziv desni, sačinjena je od sluznog tkiva koje leži na alveolnoj kosti, te u biti pridržava meso s vanjske strane (slika 17). Gingiva je meko tkivo koje se nalazi u ustima te koje okružuje zub, a djelomično je i spojeno sa zubom.

Veći dio gingive je čvrsto spojen s kosti te napravljena tako da odoli trenju koje nastaje prilikom žvakanja. Zdrava gingiva je koraljno ružičaste boje. Promjene u boji gingive, posebice kada postane crvene boje, uzrok su raznih bakterija. Također boja može ovisiti o pigmentaciji. Zdrava gingiva obavija i popunjava prostor između zuba.

Dijeli se na marginalnu slobodnu gingivu, koja prati zubne vratove ; priraslu gingivu, koja se nastavlja na slobodnu gingivu i koja prirasta čvrsto za čeljusnu kost; i interdentalnu gingivu, koja ispunjava prostor između zuba koji stoje u kontaktu.



*Slika 17. Prikaz gingive*

## **1.4 Ortodonska biomehanika**

Biomehanika je područje koje se bavi primjenom mehanike na biološke sustave [2]. Mehanika živih sustava, kako se može još nazvati, proučava analizu naprezanja, određivanje mehaničkih svojstava, dinamiku tekućina, prijenos topline i masa.

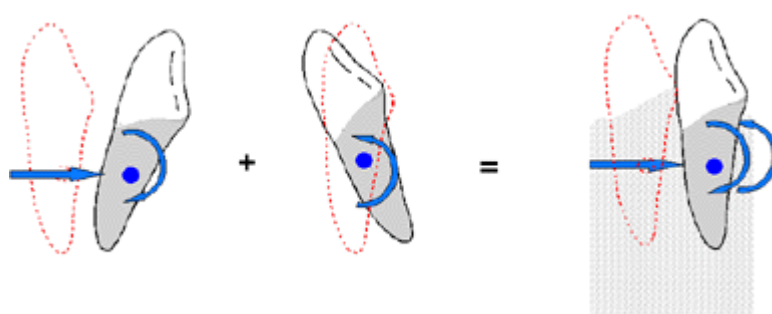
Područje proučavanja biomehanike u stomatologiji grana se u tri osnovna pravca. Prvi se bavi utvrđivanjem mehaničkih naprezanja u orofacijalnom području. Drugi istražuje reakcije različitih vrsta tkiva i gradivnih materijala na mehaničko naprezanje. Treći proučava modifikacije mehaničkih naprezanja usmjerenih na tkiva stomatološkog sustava preko različitih fiksni, mobilni, ortodonski i oralno kirurški nadomjestaka.

Govori li se o biomehanici zuba, potrebno je spomenuti oblike naprezanja kojima mogu biti podvrgnuti zubi i nadomjestci. To su vlačno, tlačno i smično naprezanje.

Pojavom naprezanja kao posljedice djelujućih sila dolazi i do istezanja posebice u pričvrsnim vlakancima opterećenog zuba koja posjeduju amortizirajuća svojstva. Utjecaj opterećenja vidljiv je i u drugim dijelovima zuba kao i u materijalu nadomjestaka, a različit je ovisno o nizu čimbenika. Odnos između naprezanja i istezanja, deformacije, prikazuje se u istoimenom dijagramu gdje su vidljive elastične i plastične deformacije. Elastične deformacije su reverzibilne, dok su plastične ireverzibilne. Karakteristika složenih materijala je anizotropnost, što označava sadržavanje različitih mehaničkih svojstava u istom materijalu.

Zubi i kosti nisu ni homogeni ni izotropni materijali, stoga je mehanizam opterećenja i prijenosa sila u njima izuzetno složen. Kod analize naprezanja pojedinog zuba u stomatološkom sustavu treba uzeti u obzir čitav niz okolnih čimbenika kao što su specifičnosti u obliku različitih postojećih nadomjestaka u ustima, funkcijske i parafunkcijske djelujuće sile, opće stanje zdravlja i postojeći status zubi, te estetske i prostorne zahtjevnosti i ograničenja.

Pokretljivost zuba je značajan čimbenik u procjeni njegove upotrebljivosti za fiksno-protetski nadomjestak. Pritom je važno znati i podatke da je fiziološka pomičnost u dozvoljenim granicama veća u jednokorijenskih nego višekorijenskih zubi. Ona se mijenja od sata u sat i iz dana u dan, time da je veća ujutro, a manja pred kraj dana. Pri djelovanju sile od 5 N dozvoljena horizontalna pomičnost za jednokorijenske zube je 0.15 mm, a za višekorijenske zube je 0.10 mm. Periodontni ligament ima važnu ulogu u biomehaničkim odnosima zuba i ostalih dijelova stomatološkog sustava. Gubitak kosti i periodontnih ligamenata uvjetuje pak gubitak zubi, što sve utječe na promjenu prijenosa sila i adaptaciju ostalih dijelova stomatogenog sustava na novonastalu situaciju. Postavljanjem fiksnih (bravice) aparata na zube utječe se na rotaciju i translaciju zuba. Prilikom i rotacije i translacije dolazi do remodeliranja kosti, budući da se zub mora u samoj kosti pomaknuti (slika 18 i 19).



*Slika 18. Prikaz rotacije i translacije zuba*





*Slika 19. Postavljanje fiksnog aparata (bravice)*

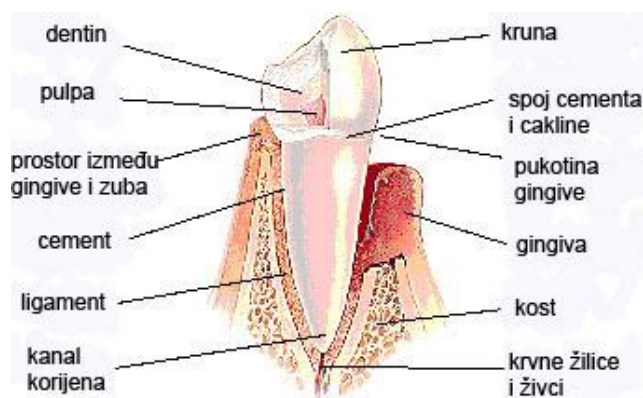
Žvačne sile su, također, važan utjecajni čimbenik na biomehanička zbivanja na zubima i okolnim tkivima. One su više na molarima nego na incizivima. Sile u smjeru uzdužne osi zuba djeluju također na zube za vrijeme gutanja, govora i međusobnih zubnih kontakta.

Zub je u žvačnom sustavu, gdje se stvaraju i apsorbiraju mastifikacijske sile, sredstvo njihovog prijenosa. Periodontni ligamenti, koji „drže“ zub u alveoli, važan su dio apsorpcijskog sustava žvačnih sila. Ovo svojstvo periodontnih ligamenata u vezi je s njihovom građom, položajem i usmjerenjem, te funkcijskom povezanošću s hidrauličkim sustavom alveolarnih kapilara.

Biološki faktor zuba određuje se pomoću rendgenskog snimka i pregleda stanja paradonta (zubnog mekog tkiva). Određuje ga količina i gustoća kosti, broj, raspored, smjer i površina korjenova, omjer duljine kliničke krune i korijena i stupanj mobilnosti zuba. Optimalno opterećenje na zub je u smjeru uzdužne osi.

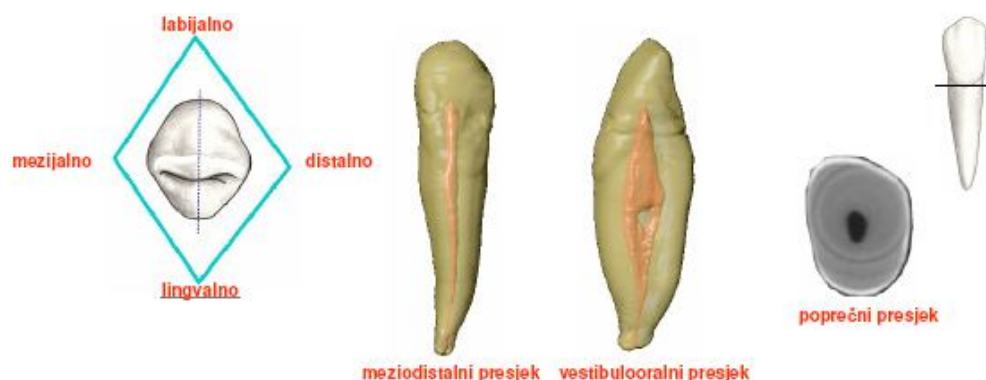
## 2. MATERIJALI I METODE

### 2.1 Očnjak



Slika 20. Građa očnjaka

Očnjak je treći zub idući od medijalne linije u čeljusti. Građa očnjaka je kao i svakog drugog zuba, sadrži krunu, vrat i korijen (slika 20). Na kruni se nalaze 4 plohe i sječna ivica. Dužina zuba je 25.5 mm, dužina krune je 11.1 mm (meziodistalni promjer), a širina 7.0 mm, te vestibulorni promjer krune 7.5 mm (slika 21). Očnjak se nalazi i u gornjoj i u donjoj čeljusti.



Slika 21. Površine očnjaka

## 2.2 Svojstva materijala

Da bi se u potpunosti mogla izvršiti analiza naprezanja važan je izbor Youngova modula i Poissonova koeficijenta, odnosno određivanje mehaničkih svojstava materijala od kojeg su izgrađene strukture koje su zastupljene u modelu [3]. U literaturi se susreće velik broj različitih vrijednosti mehaničkih svojstava materijala koje su upotrijebljene u biomehaničkim istraživanjima. Vrijednosti modula elastičnosti i Poissonova koeficijenta su dane u tablici za pojedini dio zuba, te su navedene također i za pojedinog znanstvenika koji je vršio ispitivanja.

U tablici 1 su napisane vrijednosti za modul elastičnosti, te u tablici 2 za Poissonov koeficijent. Modul elastičnosti, predstavlja omjer naprezanja i deformacije (za jednoosno stanje), a za kost, caklinu i dentin nalaze se vrijednosti veličine u GPa tj.  $10^9 \text{ Nm}^{-2}$ , dok je za periodontni ligament reda veličine  $10^6 \text{ Nm}^{-2}$  (MPa).

Kao što je vidljivo iz tablice 1, razlike tih vrijednosti u literaturi su vrlo velike. Razlike u vrijednostima ponajviše proistječu iz različitosti metoda kojima su se utvrđivale, to jest ovisno o tome da li se ispitivalo tlačnom, vlačnom, utisnom ili ultrazvučnom metodom. Čak se i unutar svake metode javljaju razlike ovisno o brzini i smjeru aplikacije sile, te ako se ispitivanje provodi ultrazvučnom metodom, frekvenciji. Drugi važan čimbenik koji utječe na vrijednost modula elastičnosti jest vlažnost ispitivanog materijala. Različiti se rezultati dobivaju ovisno da li su mehanička svojstva određena na konzerviranom i osušenom uzorku, a opet različiti ako se upotrebljava svjež i fiziološki vlažan uzorak.

	Modul elastičnosti (N/m <sup>2</sup> )					
	Caklina	Dentin	Pulpa	PDL	Kortikalna kost	Spongiozna kost
Yetram, Wright	46.89x10 <sup>9</sup>	11.76x10 <sup>9</sup>				
Zhou	51.72x10 <sup>9</sup>	18.62x10 <sup>9</sup>		3.45x10 <sup>6</sup>	13.8x10 <sup>9</sup>	
Stanford	46x10 <sup>9</sup>	12x10 <sup>9</sup>				
Farah, Craig		18.6x10 <sup>9</sup>	2.07x10 <sup>6</sup>			
Peyton		18.6x10 <sup>9</sup>		50x10 <sup>6</sup>		
Cailleteau	41.4x10 <sup>9</sup>	18.6x10 <sup>9</sup>		68.9x10 <sup>6</sup>	13.8x10 <sup>9</sup>	0.345x10 <sup>9</sup>
Ko		18.6x10 <sup>9</sup>			13.7x10 <sup>9</sup>	1.37x10 <sup>9</sup>
Knoel					13.7x10 <sup>9</sup>	0.689x10 <sup>9</sup>
Carter					13.7x10 <sup>9</sup>	0.689x10 <sup>9</sup>
Widera		20.7x10 <sup>9</sup>		68.9x10 <sup>6</sup>		
Tanne	19.6x10 <sup>9</sup>			0.67x10 <sup>6</sup>	13.7x10 <sup>9</sup>	
Tresher	41.0x10 <sup>9</sup>	19x10 <sup>9</sup>	2.07x10 <sup>6</sup>			
Tanne, Sakuda	19.6x10 <sup>9</sup>			0.67x10 <sup>6</sup>	13.7x10 <sup>9</sup>	
Craig, Peyton	83.3x10 <sup>9</sup>					
Grenoble		20.6x10 <sup>9</sup>				
Williams, Edmundson	80.9x10 <sup>9</sup>	17.65x10 <sup>9</sup>	1.96x10 <sup>6</sup>	0.49-96.1x10 <sup>9</sup>	331.5x10 <sup>9</sup>	13.24x10 <sup>9</sup>

Tablica 1. Vrijednosti modula elastičnosti [3]

	Poissonov koeficijent					
	<b>Caklina</b>	<b>Dentin</b>	<b>Pulpa</b>	<b>PDL</b>	<b>Kortikalna kost</b>	<b>Spongiozna kost</b>
Yetram, Wright	0.30	0.30				
Zhou	0.31	0.31		0.45	0.3	
Farah, Craig		0.31	0.45			
Peyton		0.31				
Cailleteau	0.30	0.32	0.45	0.30	0.26	0.38
Ko		0.31		0.45	0.30	0.30
Knoel					0.30	0.30
Carter					0.30	0.30
Widera		0.30	0.45			
Tanne	0.30			0.49	0.30	
Tresher	0.30	0.31	0.45			
Tanne, Sakuda	0.15			0.49	0.15	
Williams, Edmundson	0.33	0.31	0.45	0-0.45	0.26	0.38

*Tablica 2. Vrijednosti Poisson-ovog koeficijent [3]*

Čvrstoća na vlak i tlak, te modul elastičnosti pri vlaku i tlaku odstupa između svježih i konzerviranih uzoraka između 1% i 6% [3]. Rezultati mehaničkih svojstava cakline, dentina i kosti ovise o vrsti i o strukturi ispitivanoga materijala, te o odnosu organskog i anorganskog dijela i dobi. Razlike između vrijednosti modula elastičnosti za kost su male. Vrijednosti za dentin kreću se u rasponu od  $11.76 - 20.7 \times 10^9 \text{ Nm}^{-2}$ . Najveće razlike u vrijednosti modula elastičnosti su za periodontni ligament i proizlaze iz izbora uzorka, odnosno njegove intaktnosti. Kod zdravog, intaktnoga periodontnog ligamenta znatna je uloga hidrauličkog učinka. Vrijednosti Poissonova koeficijenta za caklinu koje možemo naći u literaturi kreću se u rasponu od 0.30 do 0.33. Razlike tih vrijednosti za dentin su neznatne, a vrijednosti su u rasponu od 0.30 do 0.32. Tako male razlike nemaju nikakva utjecaja na konačan rezultat. U svim dostupnim istraživanjima primijenjen je Poissonov koeficijent pulpe u vrijednosti od 0.45, što govori o njezinoj građi od pretežito vezivnoga tkiva, ali autori vjerojatno dijelom zanemaruju činjenicu da je ostali prostor pulpne komore i korijenskoga kanala ispunjen tkivnom tekućinom i krvlju. Vrijednosti Poissonova koeficijenta za periodontni ligament pronađene u literaturi vrlo variraju i kreću se u rasponu od 0.30 do 0.49. Vrijednost od 0.30 zapravo odgovara onoj od cakline, a vrijednost od 0.49 odnosi se na meka tkiva. Zbog tekućine kojom je vezivno tkivo periodontnoga ligamenta prožeto, optimalna vrijednost Poissonova koeficijenta trebala bi biti 0.49. Na vrijednost Poissonova koeficijenta kosti također ima utjecaja tekućina koja ispunjava zatvorene prostore unutar nje. Zbog toga je minimalna pronađena vrijednost 0.30, što pokazuje da se je koeficijent određivao na izoliranoj koštanoj strukturi, dok vrijednost od 0.38 uključuje i tekućinu unutar šupljina kosti.

## **2.3 Izrada modela očnjaka**

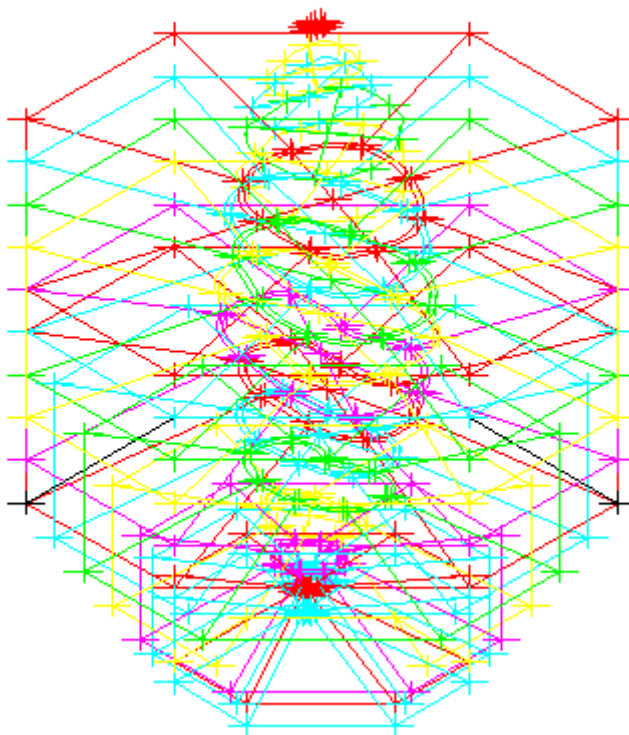
### **2.3.1 Dobivanje geometrije očnjaka**

Za izradu modela očnjaka poslužio je gornji očnjak koji je izvađen iz paradontoloških razloga. Budući da je zub dobro očuvan, uložen je u prozirni akrilat. Paralelometar-frezom (Combilabor CL-MF, Hereaus-Hanau) brušeni su slojevi debljine 0.5 mm okomito na uzdužnu os zuba. Svaki dobiveni presjek snimljen je videokamerom Sony CCD TRV 825 E Hi 8 mm [3].

Snimke su digitalizirane u programu ISSA koji je izradila tvrtka VAMS u suradnji sa Stomatološkim fakultetom Sveučilišta u Zagrebu. Na taj način definirano je šezdeset poprečnih presjeka zuba koji su zapisani u slikovnom BMP formatu.

Tako definirane konture poprečnoga presjeka zuba učitane su u CAD program AutoCAD Mechanical Deskop 2.0, gdje je iz krivulja poprečnoga presjeka zuba definirana trodimenzionalna geometrija (slika 22). Krivulje su snimljene u IGES formatu da bi bila omogućena njihova čitljivost u drugim CAD aplikacijama. Osim očnjaka, u AutoCAD programu definirane su konture veličine kosti koja će biti upotrijebljena u analizi.





*Slika 22. Prikaz dobivenih krivulja*

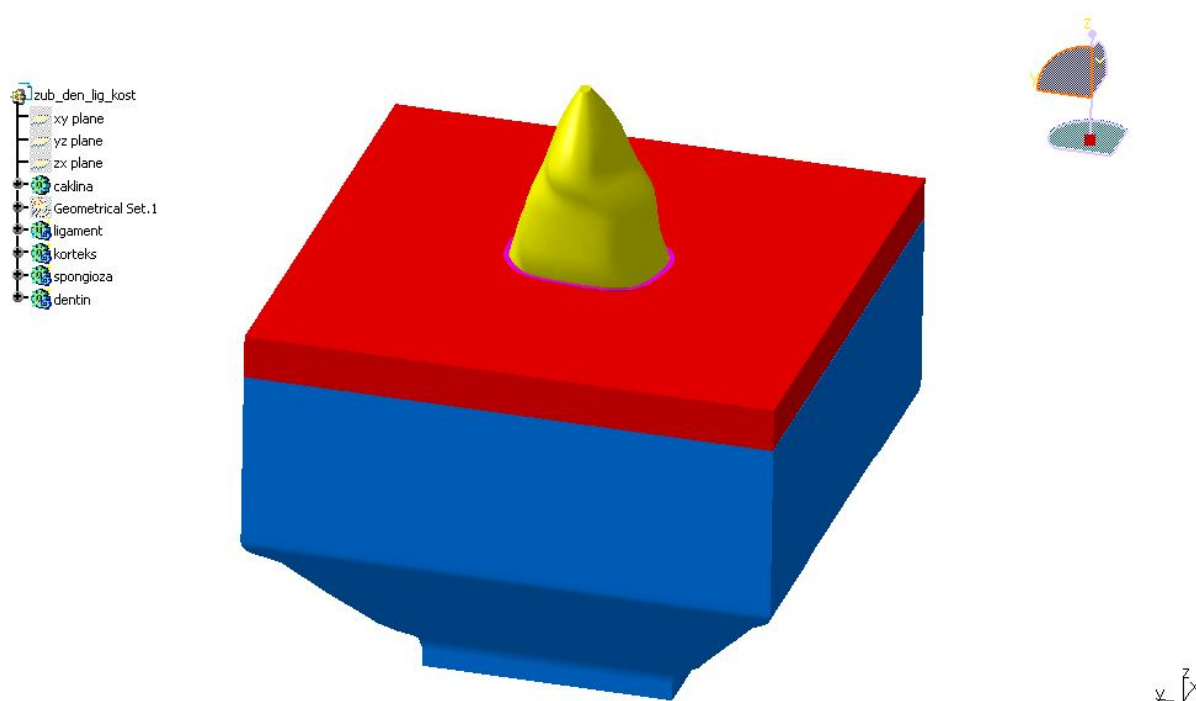
### **2.3.2 Izrada modela očnjaka**

Za izradu trodimenzionalne geometrije očnjaka poslužio je program Catia V5R16. Catia V5R16 je CAD program za modeliranje 3D modela. Ujedno Catia može učitavati IGES formate, u kojem su konture poprečnih presjeka zuba snimljene.

Ubacivanjem krivulja u Catia-u, započinje dobivanje 3D geometrije. 3D geometrija je dobivena pomoću značajke „Multisolid“ koja omogućuje „loftanje“ (spajanje krivulja različitih presjeka) krivulja (slika 23). Značajka „Multisolid“ radi na principu spajanja krivulja, koje su po svojoj prirodi nepravilne (što je i logično jer i sam zub je nepravilne geometrije).

Očnjak se sastoji od dentina i cakline te korijena zuba, stoga je i to bilo potrebno izmodelirati. Dentin se nalazi unutar cakline, što je bilo potrebno izmodelirati kao posebne dijelove, koji su spojeni zajedno. Svaki taj dio ima drugačija mehanička svojstva pa su morali biti odvojeni tako da bi ih program korišten za izradu mreže konačnih elemenata mogao prepoznati kao zasebne dijelove.

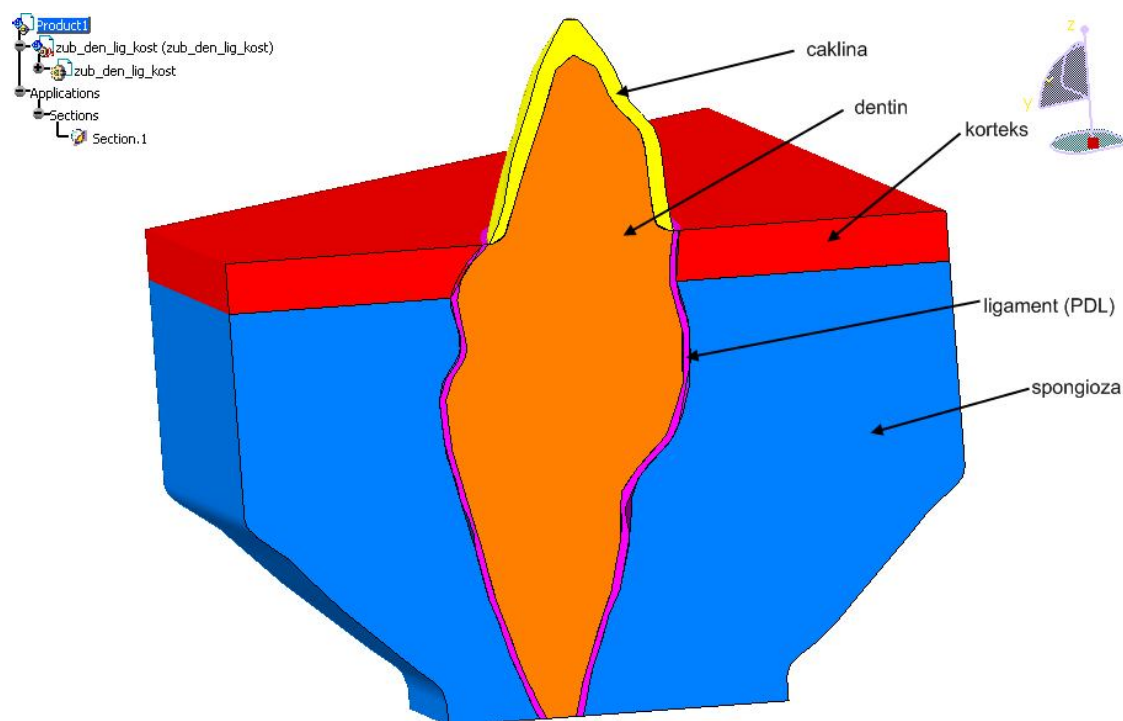
Stoga je upotrijebljeno umetanje novog tijela, ili kako se naziva u Catia-i „Body“. Pomoću novog tijela pojedini dio zuba je „fizički“ odvojen od drugog dijela, te to omogućava lakše dodjeljivanje mehaničkih svojstava.



*Slika 23. Prikaz 3D modela dobivenog u Catia-i*

Osim zuba, izmodeliran je i dio kosti (čeljusti) u kojem leži zub. Kost se sastoji od zbite (korteksa) i spužvaste (spongiozne) kosti, te svaki dio ima svoja mehanička svojstva. Također je ovdje upotrijebljena aplikacija „Body“ da bi se odvojio svaki dio kosti kao zaseban.

Između kosti i zuba nalazi se periodontni ligament koji drži zub. On, također ima svoja mehanička svojstva, te je pomoću umetanja „Body-a“, novog tijela, izmodeliran (slika 24).



Slika 24. Presjek 3D modela gdje su vidljivi svi dijelovi

## **2.4 Izrada mreže konačnim elementima**

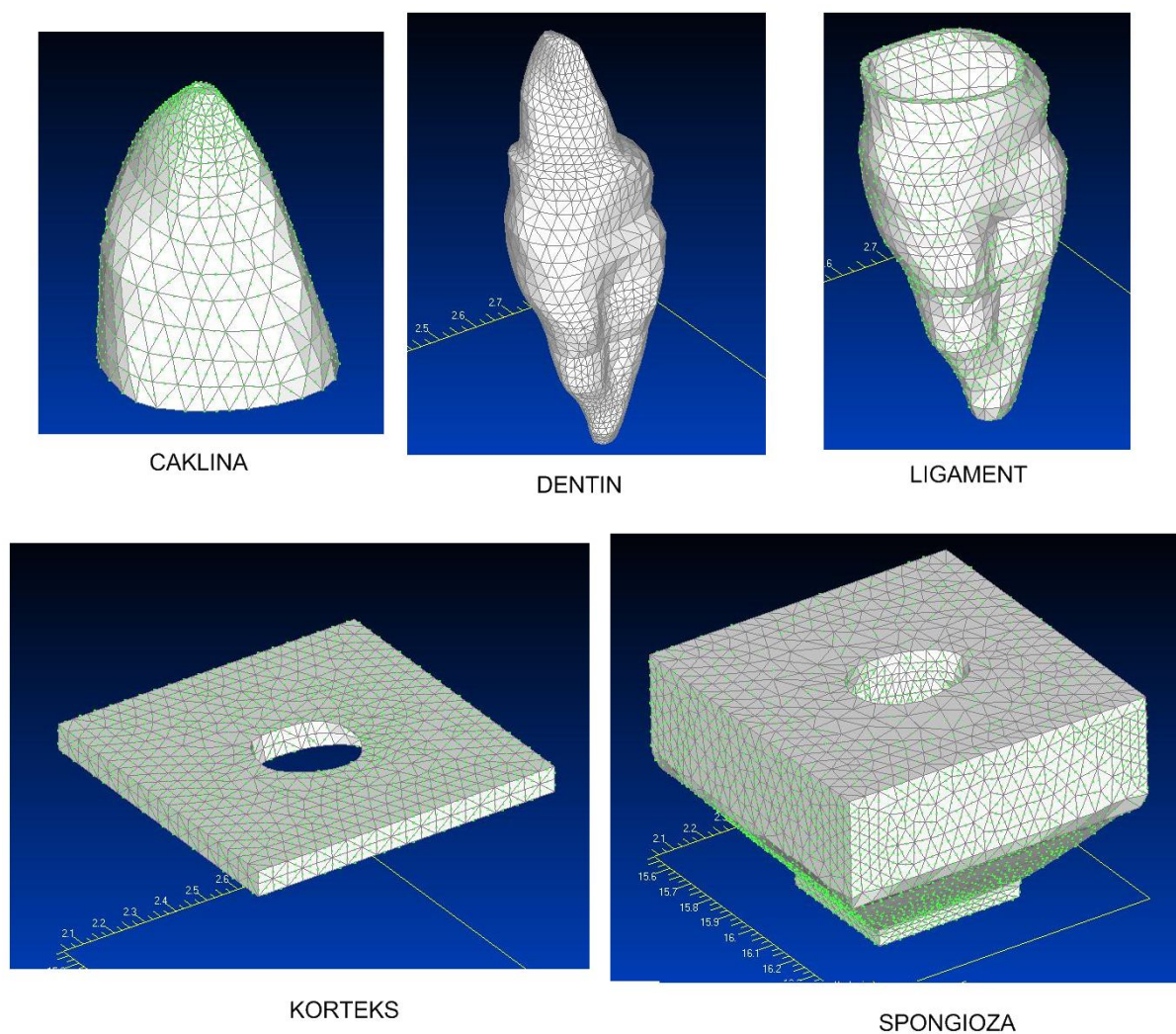
### **2.4.1 Mreža konačnih elemenata**

Nakon što su svi dijelovi zuba i njegove okoline izmodelirani, započinje izrada mreže. Mreža konačnih elemenata je napravljena u programu MSC.Nastran for Windows 2005.

Dobiveni model u Catia-i je spremljen u formatu koji MSC.Nastran može pročitati. Nakon što je geometrija ubačena pomoću funkcije „import“ u MSC:Nastran započinje izrada mreže konačnih elemenata.

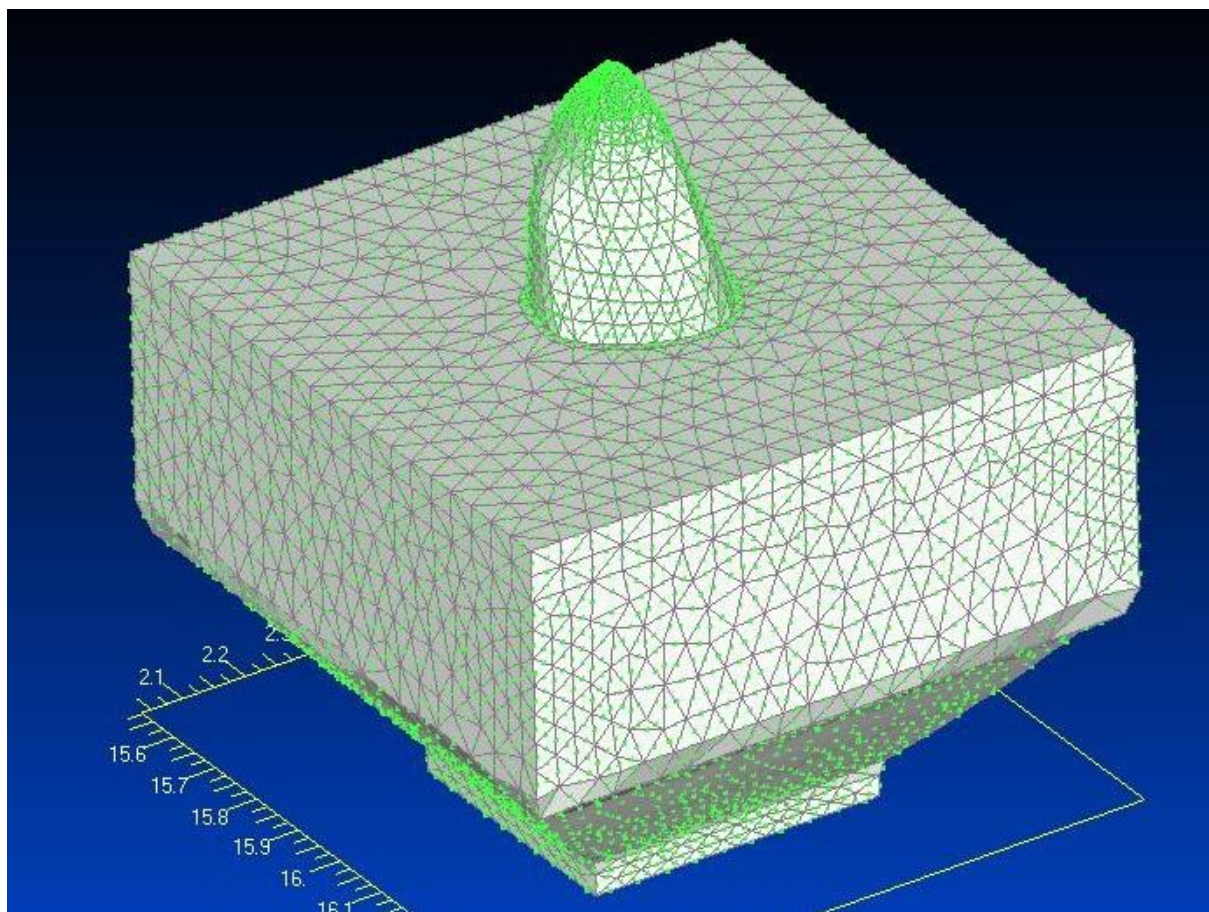
U MSC:Nastranu se postavljaju mehanička svojstva materijala kao i svojstva konačnih elemenata koji su korišteni prilikom izrade mreže konačnih elemenata. Budući da je model podijeljen na dijelove (caklina, dentin, ligament, korteks i spongioza), svaki dio je postavljen u zaseban „layer“ da bi se lakše mogla dodati svojstva pojedinom dijelu. Time su dobiveni layer-i cakline, dentina, ligamenta, korteksa i spongioze s pripadajućim mehaničkim svojstvima i konačnim elementima (slika 26). Postavljanjem aktivnih pojedinih layer-a vidljivi su pojedini dijelovi modela (s pripadajućom mrežom). Zbog kompliciranosti geometrije prvo se radi mreža na površini svakog pojedinog dijela modela pomoću naredbe „Mesh Size on Curve“. Nakon što je mreža na površini gotova, provjerava se da li ima slobodnih čvorova, te nakon toga se rade trodimenzionalni elementi.

Odabiranjem naredbe „Solids from Elements“ površinski čvorovi se povezuju u tetraedarske elemente drugog reda (tip elementa se odabire pozivanjem naredbe). Kada su aktivni svi layer-i, dobivamo cijeli model gdje su svi čvorovi spojeni (na mjestima gdje se dodiruju elementi pojedinih dijelova modela), te svaki dio ima svoja mehanička svojstva karakteristična za njega (slika 25).



*Slika 25. Mreže konačnih elemenata pojedinih dijelova modela*

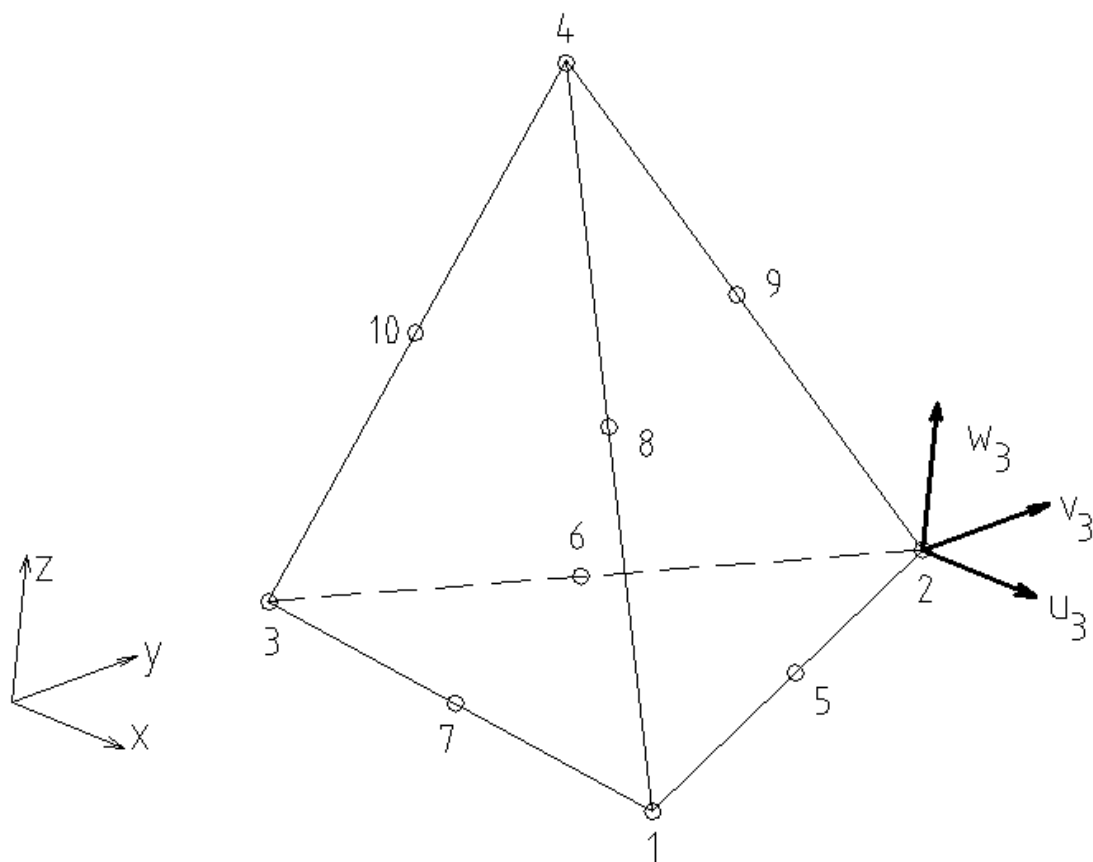




*Slika 26. Mreža konačnih elemenata cijelog modela*

Model se sastoji od ukupno 67577 čvorova i 49089 konačnih elemenata u modelu zuba s kosti. Korišteni su tetraedarski konačni elementi drugog reda.

Najjednostavniji konačni element za trodimenzijsku analizu kontinuuma osnovni je tetraedarski element s 12 stupnjeva slobode. Ovdje su korišteni elementi drugog reda koji imaju 10 čvorova i 30 stupnjeva slobode u pravcu Kartezijevih koordinatnih osi (slika 27).



Slika 27. Prikaz tetraedarskog konačnog elementa

### 2.4.2 Mehanička svojstva

Vršena je analiza s izotropnim i ortotropnim materijalima. Izotropni materijali su homogeni materijali čija su mehanička svojstva u svim pravcima jednaka. Ortotropni materijali su materijali koji imaju svojstvo homogenosti, ali su im mehanička svojstva različita u tri međusobno okomita smjera nekog pravokutnog koordinatnog sustava.

<b>Dio modela</b>	<b>Modul elastičnosti E [GPa]</b>	<b>Poission-ov koeficijent <math>\nu[-]</math></b>
<b>Caklina [4]</b>	80	0.3
<b>Dentin [4]</b>	15	0.31
<b>Peridontni ligament (PDL) [5]</b>	0.05	0.49
<b>Korteks (zbita kost) [6]</b>	13.8	0.26
<b>Spongioza (spužvasta kost) [7]</b>	0.345	0.31

*Tablica 3. Mehanička izotropna svojstva korištena u analizi*

Mehanička svojstva pojedinih dijelova koja su korištena u analizi se nalaze u tablicama. U tablici 3 se nalaze izotropna svojstva, a u tablici 4 se nalaze ortotropna svojstva materijala. U tablici 3 navedena su ortotropna svojstva materijala za dentin, korteks i spongiozu. Za caklinu i periodontni ligament ortotropna svojstva nisu navedena u raspoloživoj literaturi, te je stoga u analizi su upotrebljena izotropna svojstva.



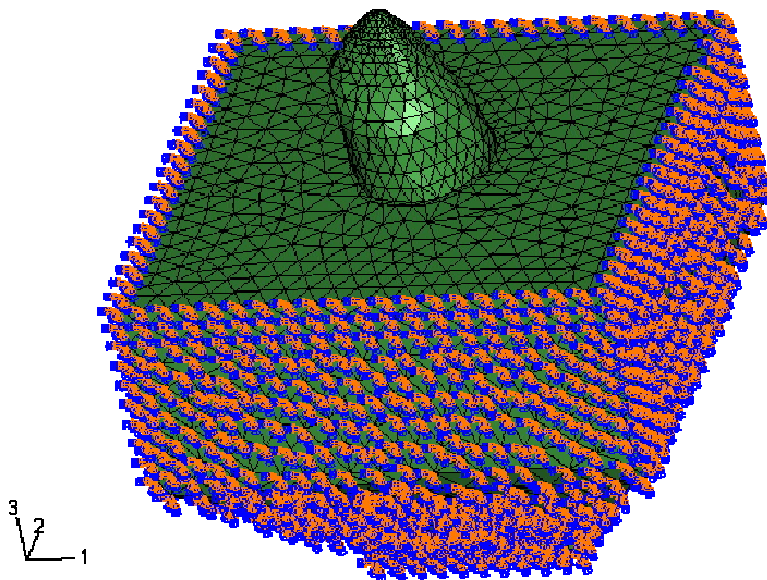
Dio zuba	Modul elastičnosti [GPa]			Modul smičnosti [Gpa]			Poisson-ov koeficijent		
	$E_1$	$E_2$	$E_3$	$G_{12}$	$G_{23}$	$G_{31}$	$\nu_{12}$	$\nu_{23}$	$\nu_{31}$
<b>Korteks</b> [8]	11.3	12.5	20.5	3.9	5.7	4.8	0.433	0.229	0.236
<b>Spongioza</b> [8]	0.608	0.608	0.771	0.26	0.269	0.269	0.17	0.149	0.149
<b>Dentin</b> [9]	28.1	28.1	27.6	11	11.1	11	0.29	0.29	0.29
<b>PDL</b>	-	-	-	-	-	-	-	-	-
<b>Caklina</b>	-	-	-	-	-	-	-	-	-

*Tablica 4. Mehanička ortotropna svojstva korištena u analizi*

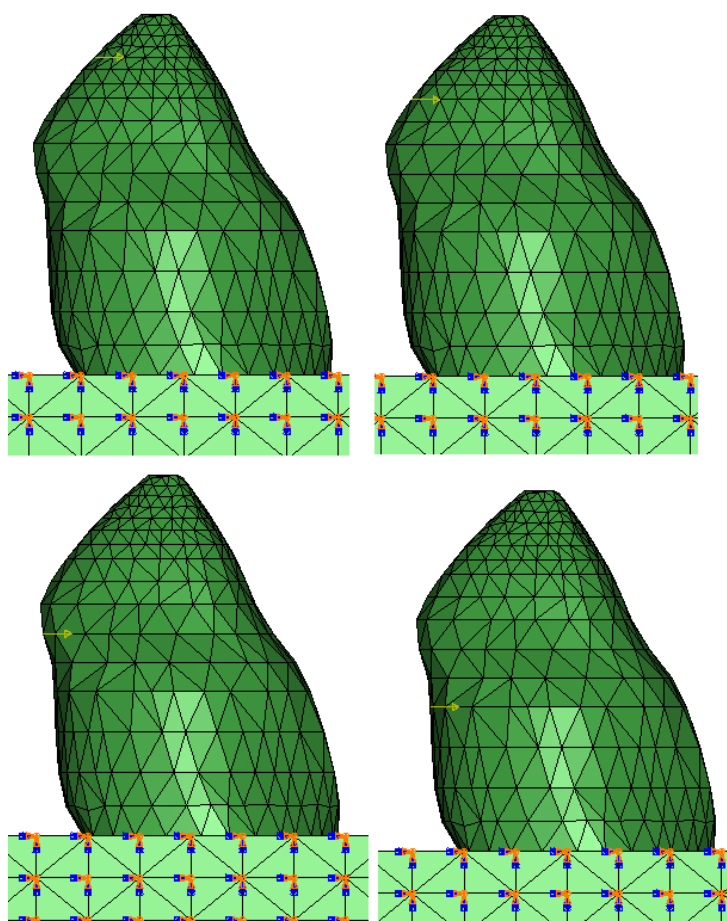
### 3. REZULTATI

Analiza modela zuba s pripadajućim dijelovima vršena je ABAQUS/CAE 6.5-1 programu. Nakon što je dobivena mreža u MSC Nastranu, gdje je datoteka „export-iran“ kao input (.inp) datoteka za ABAQUS/CAE, „import-ana“ je u ABAQUS/CAE kao model. ABAQUS/CAE zbog međusobne kompatibilnosti s MSC.Nastran-om prepoznaje mrežu konačnih elemenata kao i svojstva materijala pojedinih dijelova modela. Također svaki dio modela prepoznaje kao zaseban.

Vršena je analiza djelovanjem kontinuirane sile u iznosu od 5 N. Vršene su četiri analize, s četiri različita hvatišta sile (slika 29) dok su oba dijela kosti ukliještena, što znači da su pomaci u sve tri osi koordinatnog sustava nula (slika 28). Hvatišta sile su definirana udaljenošću od vrha cakline: prvo hvatište 1.4 mm, drugo hvatište 2.4 mm, treće hvatište i četvrto hvatište 4.4 mm.

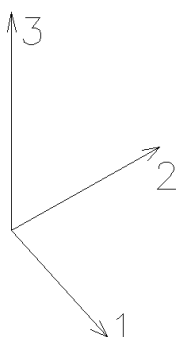


*Slika 28. Prikaz uklještenja*



*Slika 29. Prikaz hvatišta sile*

Koordinatno sustav korišten u analizi je Kartezijev koordinatni sustav. ABAQUS/CAE koristi koordinatne osi 1, 2 i 3. Prikaz korištenog koordinatnog sustava s orijentacijom osi se nalazi na slici 30.

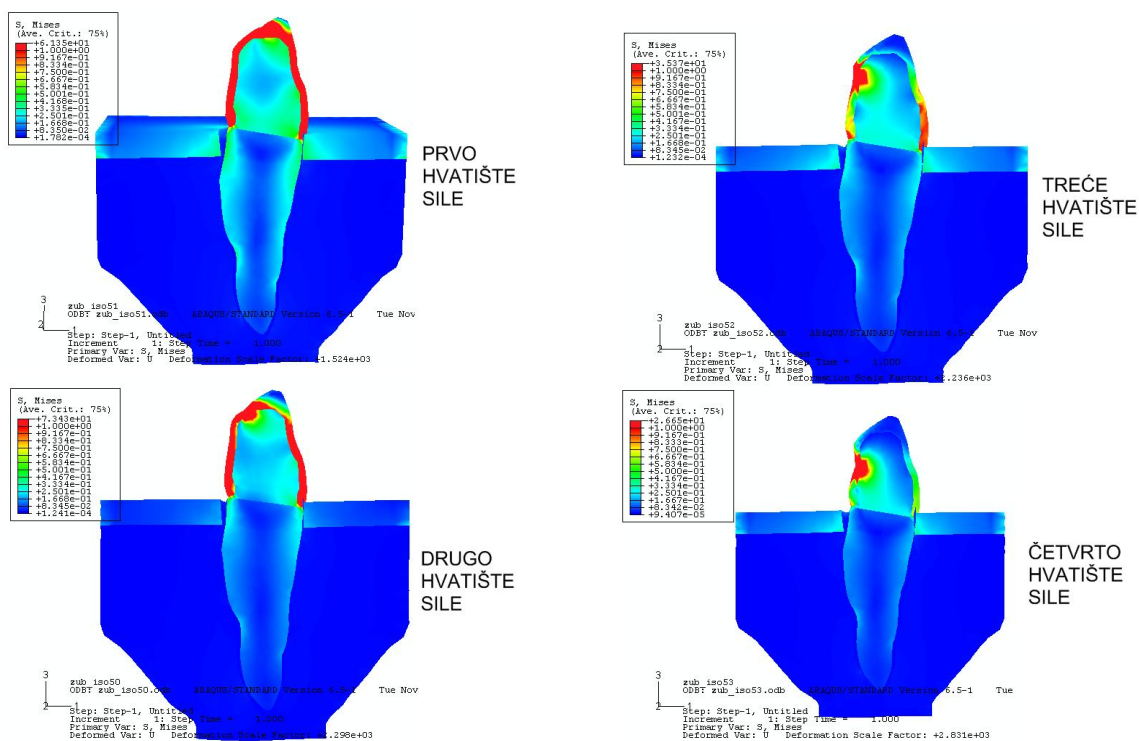


*Slika 30. Prikaz koordinatnog sustava*

### 3.1 Analiza s izotropnim svojstvima

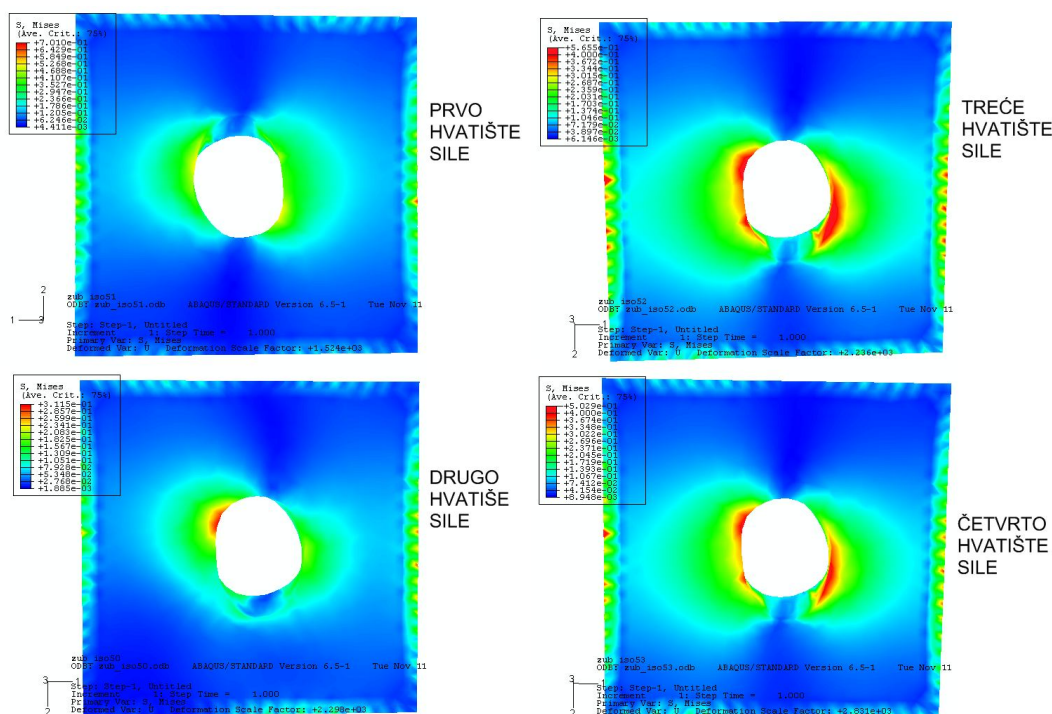
Kod analize s izotropnim svojstvima svi dijelovi modela imaju izotropna svojstva. Hvatište i iznos sile su navedeni. Budući da postoje četiri različita hvatišta sile, postoje i četiri različite analize.

Kao što je vidljivo na slici 31, ekvivalentna naprezanja po teoriji Hencky-a i von Misesa (HMH) najveća su na mjestu djelovanja sile, te se njegov iznos smanjuje u koncentričnim krugovima. Kao što je najbolje vidljivo najveće naprezanje je na mjestu hvatišta 1, dok je najmanje na mjestu hvatišta 4. Svi modeli zuba na slici 31 su u deformiranom obliku.



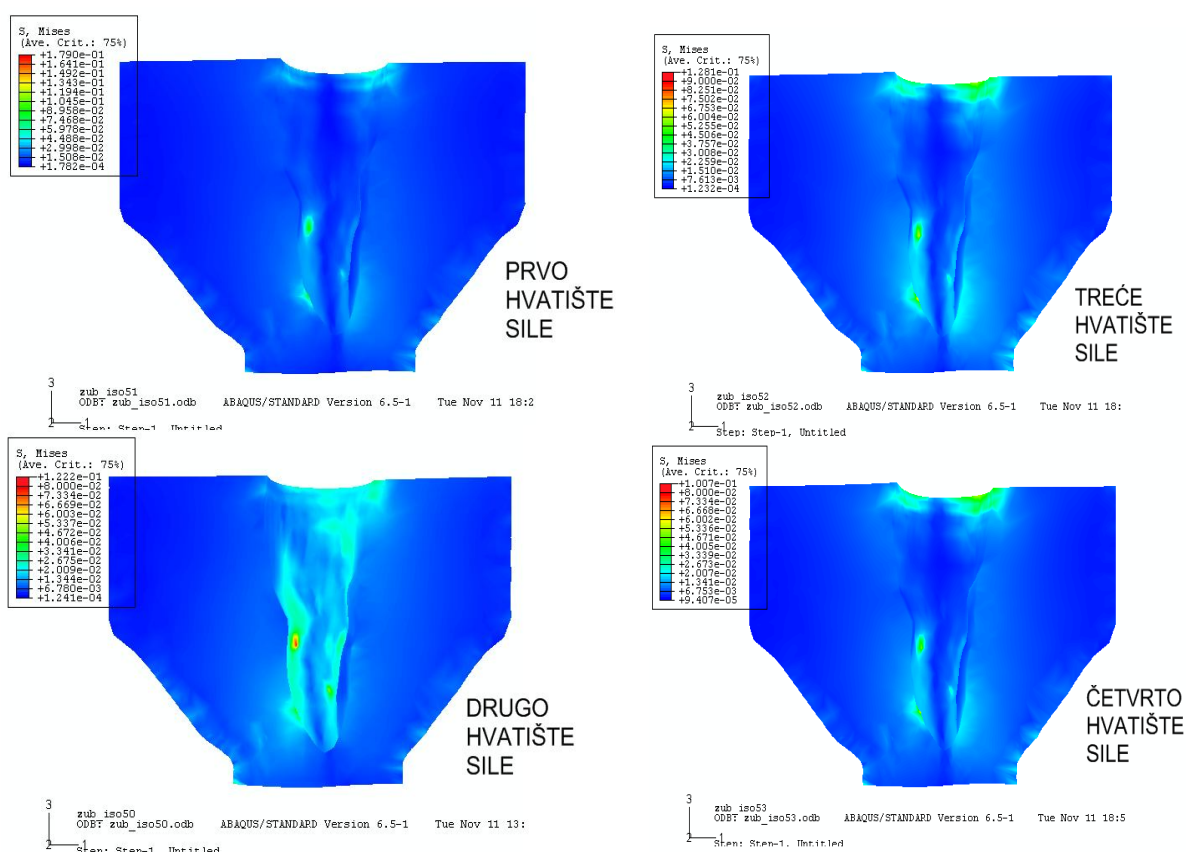
Slika 31. Prikaz naprezanja po HMH teoriji za cijeli model (izotropna svojstva)

Utjecaj sile je vidljiv i na ostale dijelove modela zuba. Naprezanje koje nastaje na korteksu je najveće na mjestu dodira ligamenta s kosti, ponajviše na donjem rubu, budući da djelovanjem sile dolazi do rotacije cijelog zuba, pa tako i ligamenta (slika 32), a oko tog ruba dolazi do rotacije. Na mjestu gdje se nalaze najveća naprezanja, u stvarnim uvjetima bi došlo do remodeliranja kosti da se zub može pomaknuti ili zarotirati, ovisno o tome što se želi postići.



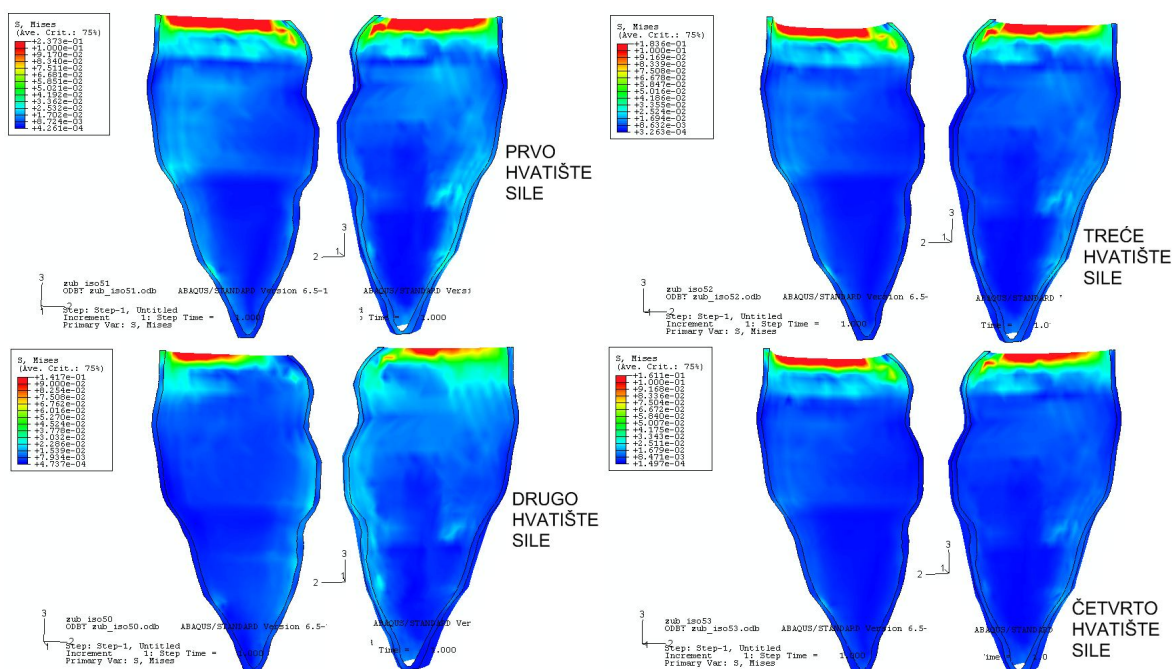
Slika 32. Prikaz naprezanja po HMM teoriji za korteks (izotropna svojstva)

Vrijednosti naprezanja su nešto manje kod spongioze, nego kod korteksa. Najveća naprezanja se uočavaju pri kraju korijena, te bi i ovdje također došlo do remodelacije kosti u stvarnim uvjetima (slika 33). Prikaz na slici 33 je u deformiranom stanju.



Slika 33. Prikaz naprezanja po HMM teoriji za spongiozu (izotropna svojstva)

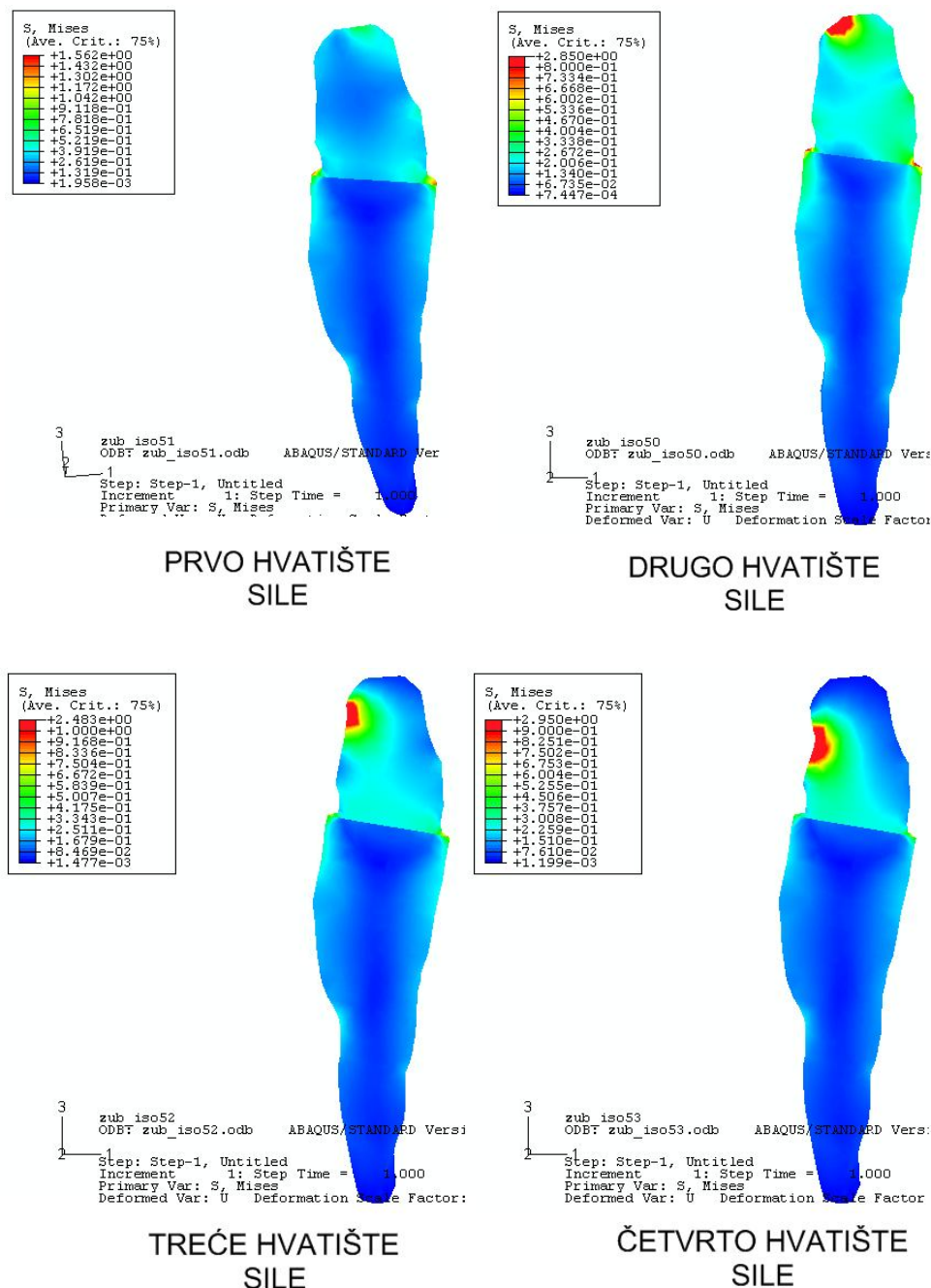
Kod ligamenta su nešto manja naprezanja nego kod spongioze. Najveće naprezanje je na rubovima gdje se direktno dentin (vrat zuba) dotiče s ligamentom prilikom rotacije i translacije (slika 34). Na slici 34 ligament nije prikazan u deformiranom obliku



Slika 34. Prikaz naprezanja po HMM teoriji za periodontni ligament (izotropna svojstva)



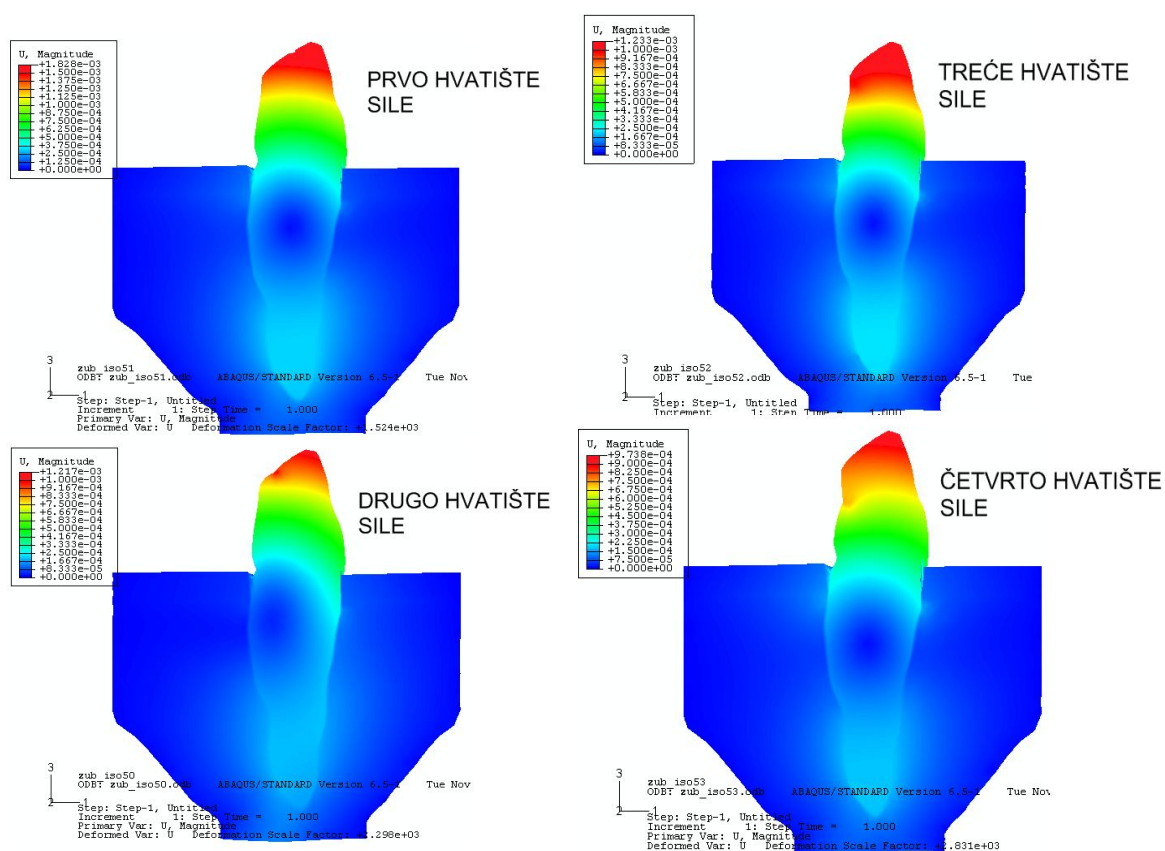
Kod dentina najveće naprezanje je na mjestu djelovanja sile na caklini, te na mjestima gdje dolazi do rotacije. To su i očekivana mjesta najvećih naprezanja, budući da se zub mora pomaknuti u kosti te ligament mora oslabiti da bi se zub pomaknuo ili zarotirao s prvobitnog mjesta (slika 35).



Slika 35. Prikaz naprezanja po HMM teoriji za dentin (izotropna svojstva)



Pomaci koji nastaju nakon djelovanja sve četiri sile su u  $\mu\text{m}$ . Naravno, najveći pomak je pri hvatištu prve sile, dok je najmanji pri hvatištu četvrte sile. Kod analiza izvršenih s djelovanjem svih četiri sila najveći pomaci su pri vrhu cakline, dok su pomaci pri kraju korijena ne zamjetni (slika 36). Na slici se nalazi prikaz deformiranog stanja.

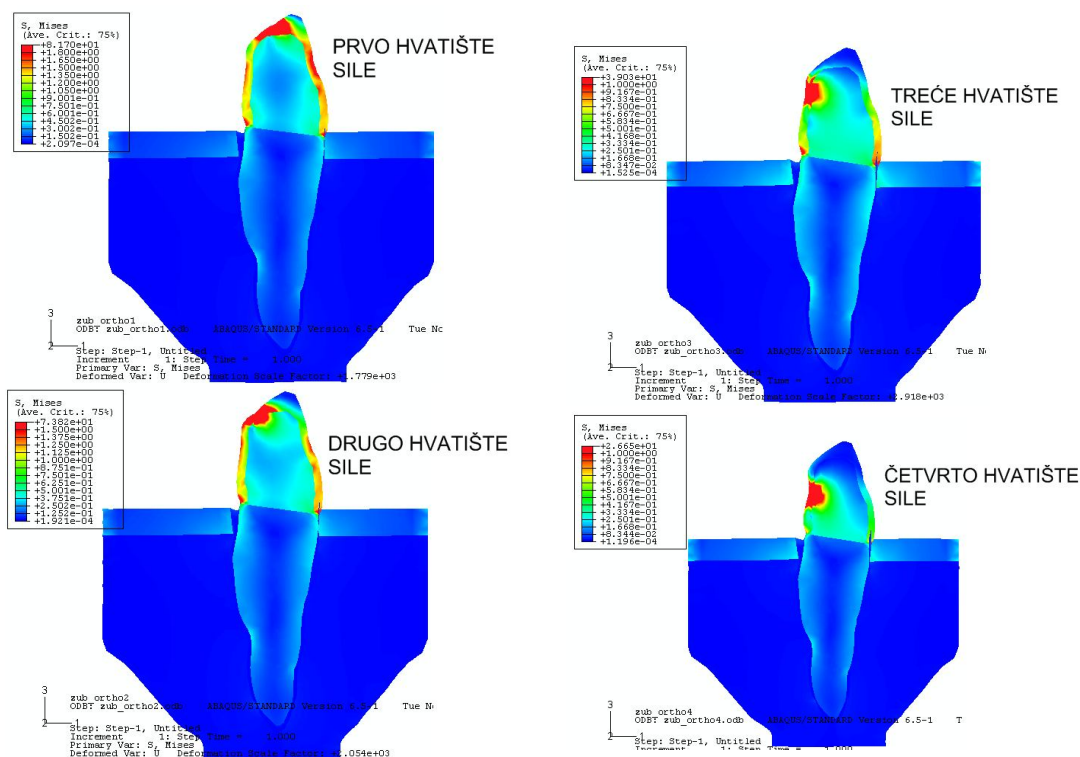


Slika 36. Prikaz pomaka (izotropna svojstva)

### 3.2 Analiza s ortotropnim svojstvima

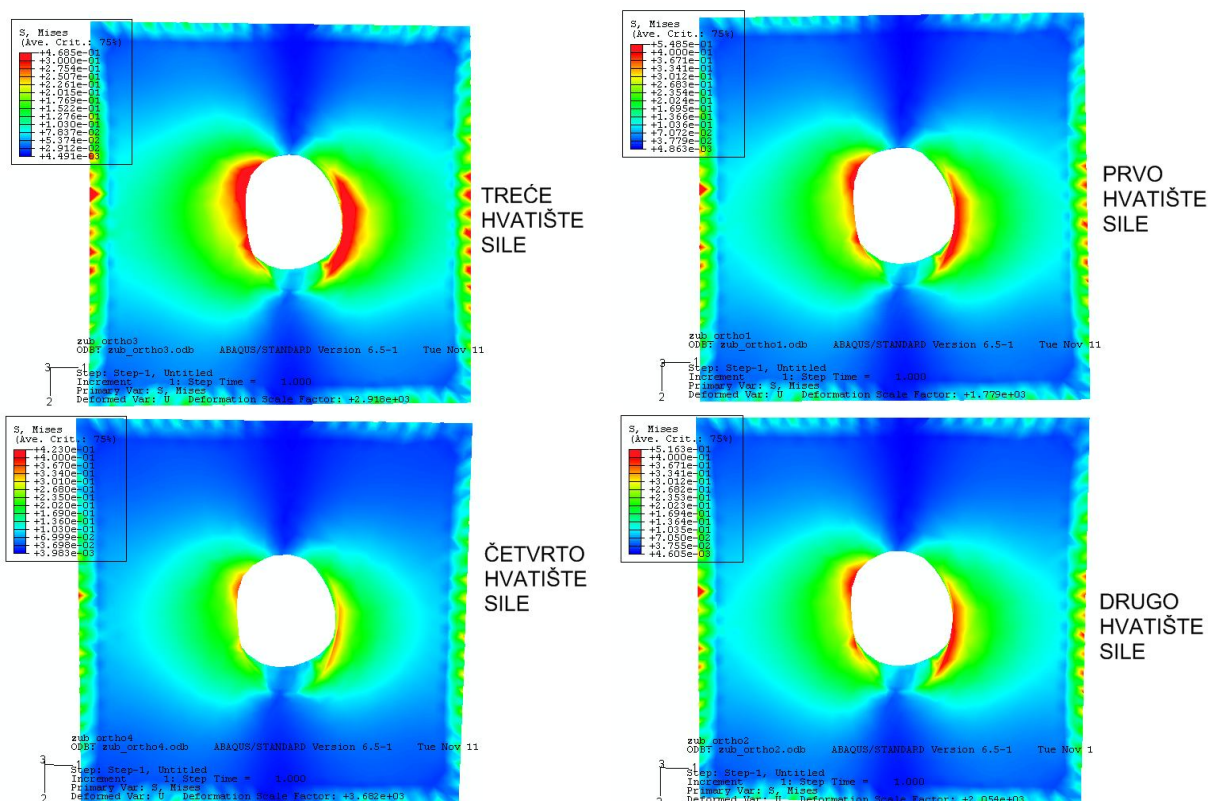
Hvatišta sile i uklještenje je isto kao i kod analize s izotropnim svojstvima. Isto tako su vršene četiri analize, svaka s drugim hvatištem sile.

Najveća naprezanja se javljaju na istim mjestima kao i kod analize s izotropnim svojstvima. Kod cijelog modela zuba naprezanja su najveća na mjestu djelovanja sile, što je bilo i očekivano, te se dalje u koncentričnim krugovima smanjuju (slika 37). Pri prvom hvatištu sile je naprezanje znatno veće kod ortotropnih svojstava nego kod izotropnih svojstava materijala, dok su kod drugih hvatišta sile iznosi podjednaki.



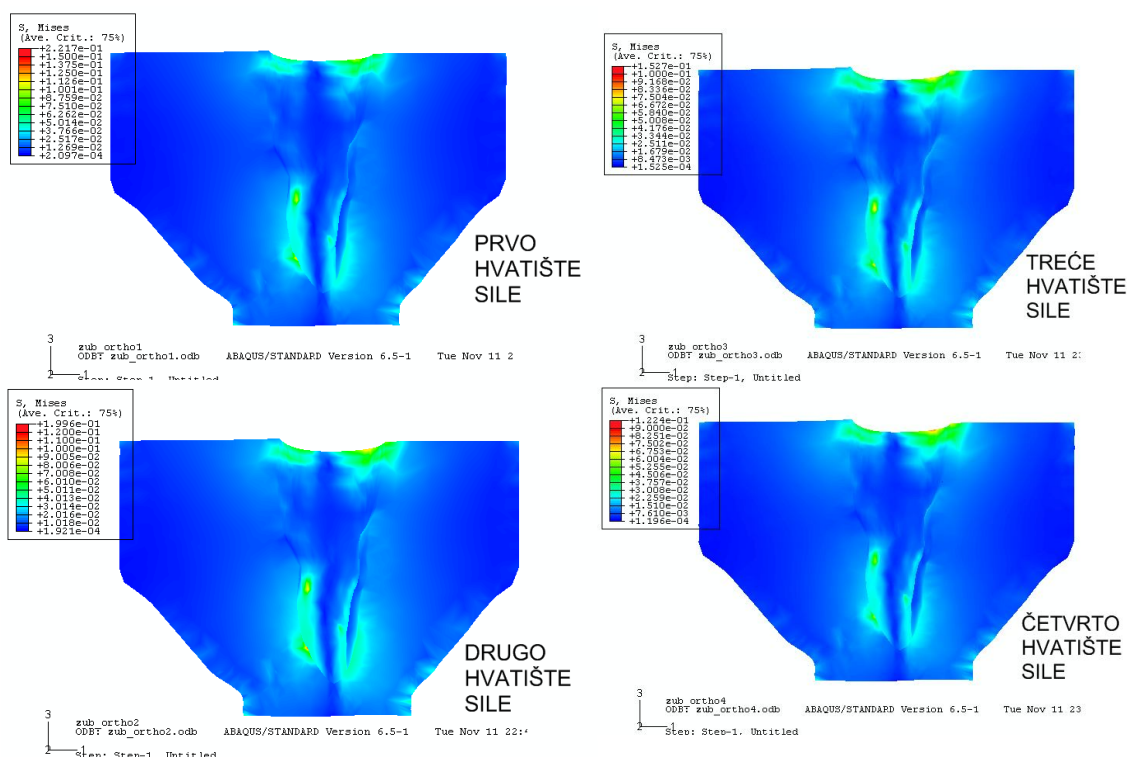
Slika 37. Prikaz naprezanja po HMM teoriji za cijeli model (ortotropna svojstva)

Kod korteksa je slična situacija s izotropnim i ortotropnim svojstvima. Najveća naprezanja se javljaju na rubovima gdje je dodir zuba i ligamenta s kosti (slika 38). Na tom mjestu dolazi do rotacije i translacije, te to najviše utječe na korteks. Iznosi naprezanja za sva hvatišta sila su slični.



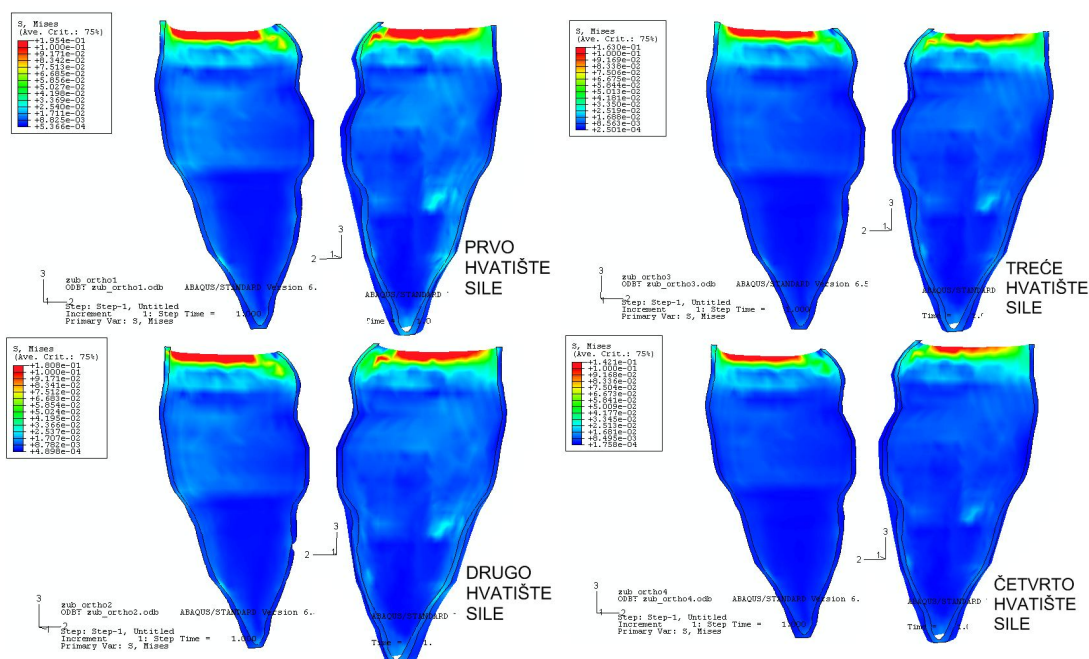
Slika 38. Prikaz naprezanja po HMM teoriji za korteks (ortotropna svojstva)

Za sve analize najveća naprezanja kod spongioze se javljaju na istim mjestima, na dodiru korijena zuba i spongioze (slika 39). Zbog utjecaja sile dolazi do rotacije zuba, pa time i njegovog korijena, što najviše utječe na spongiozu u donjem dijelu spoja korijena i spongioze.



Slika 39. Prikaz naprezanja po HMM teoriji za spongiozu (ortotropna svojstva)

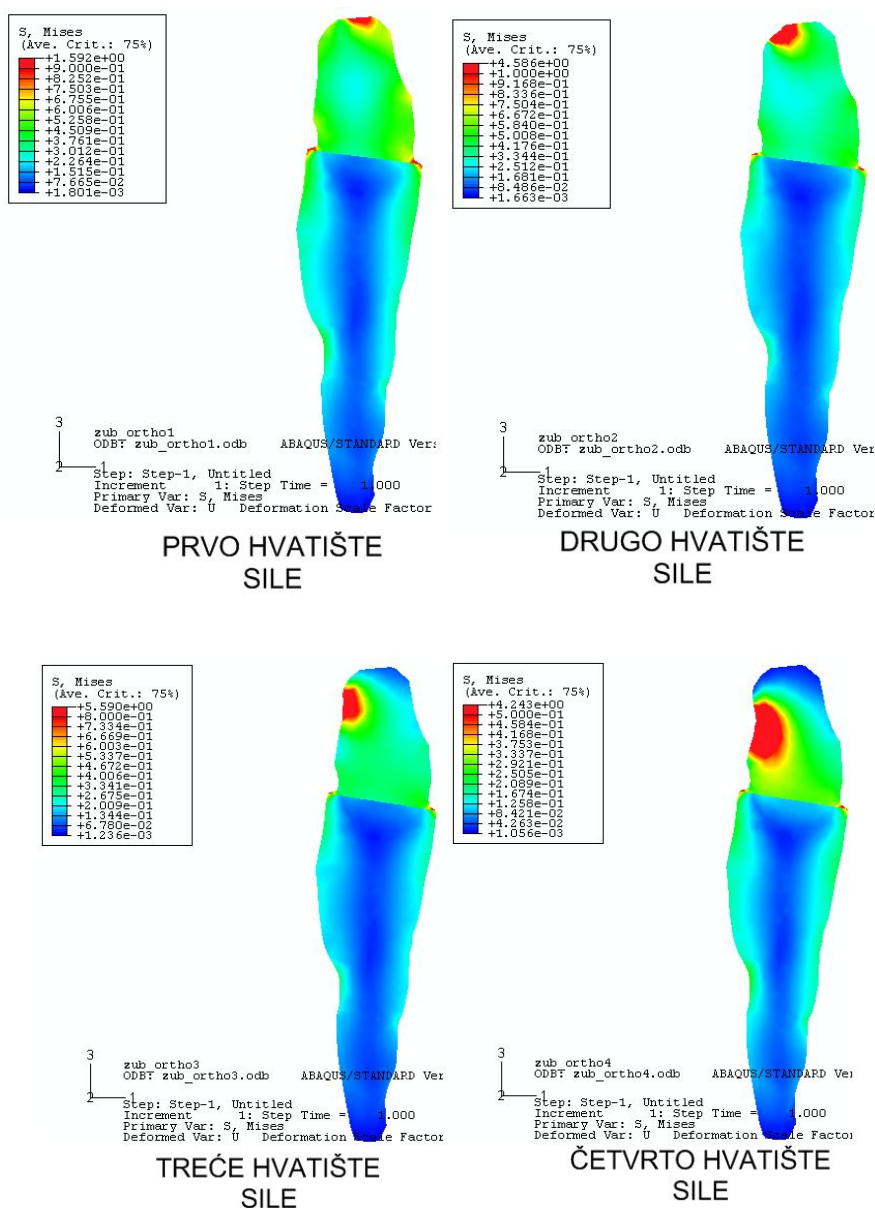
Kod ligamenta se na istim mjestima nalaze najveća naprezanja i kod ortotropnih i izotropnih materijala. Krična naprezanja se nalaze na rubu gdje su u kontaktu vrat zuba, točnije dentin i ligament (slika 40).



*Slika 40. Prikaz naprezanja po HMM teoriji za peridontni ligament (ortotropna svojstva)*

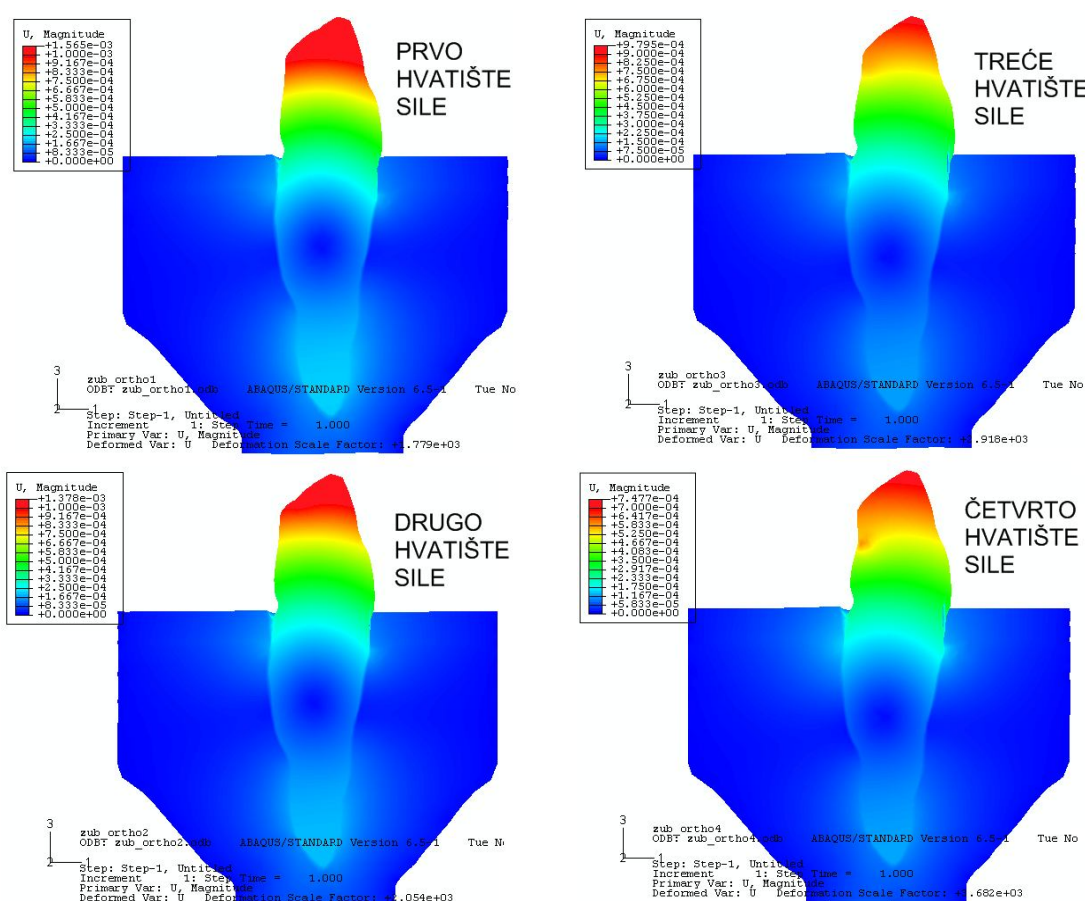


Kao i kod ostalih dijelova modela zuba, tako i kod dentina, mjesta najvećih naprezanja se javljaju na istim mjestima kao i kod ortotropnih kao i kod izotropnih svojstava. Najveća su na mjestu djelovanja sile na caklini te na mjestu spoja dentina i ligamenta (slika 41).



Slika 41. Prikaz naprezanja po HMH teoriji za dentin (ortotropna svojstva)

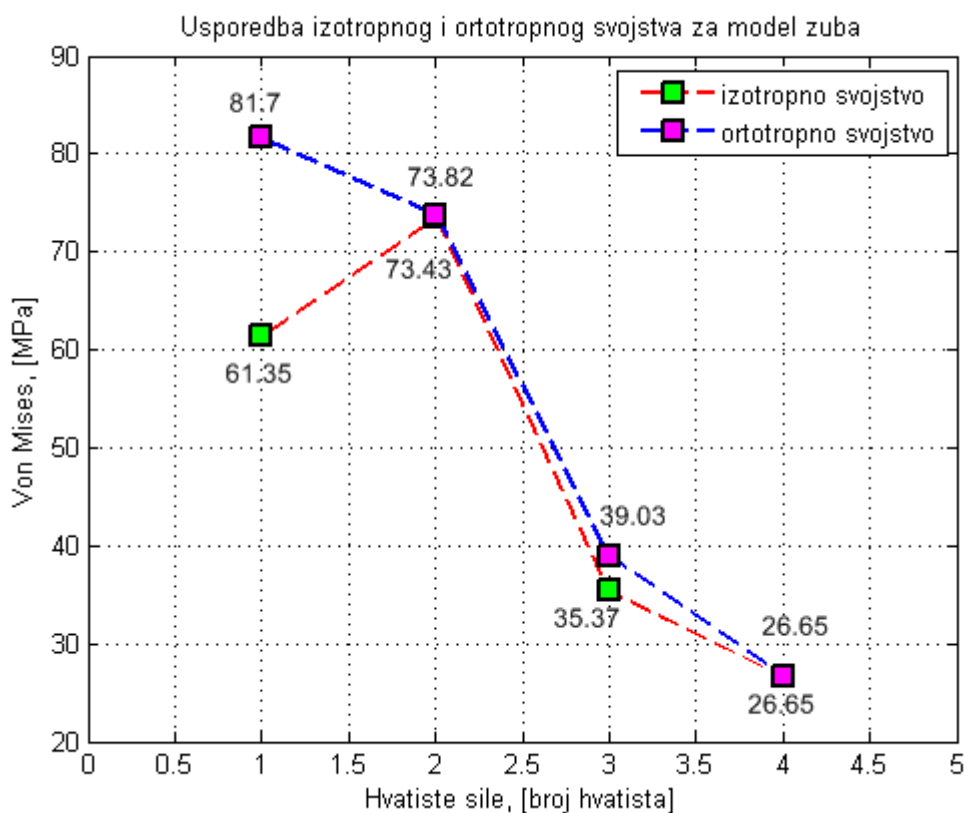
Pomaci koji su nalazi nakon djelovanja sve četiri sile su, kao i kod izotropnih svojstava u  $\mu\text{m}$  (slika 42). Također su najveći pri djelovanju sile koja se nalazi u prvom hvatištu, a najmanji u djelovanju sile u četvrtom hvatištu. Najveći pomaci su pri vrhu cakline, a najmanji pri kraju korijena, što je vidljivo i kod izotropnih svojstava.



Slika 42. Prikaz pomaka (ortotropna svojstva)

### 3.3 Usporedba analize izotropnim i ortotropnim svojstvima

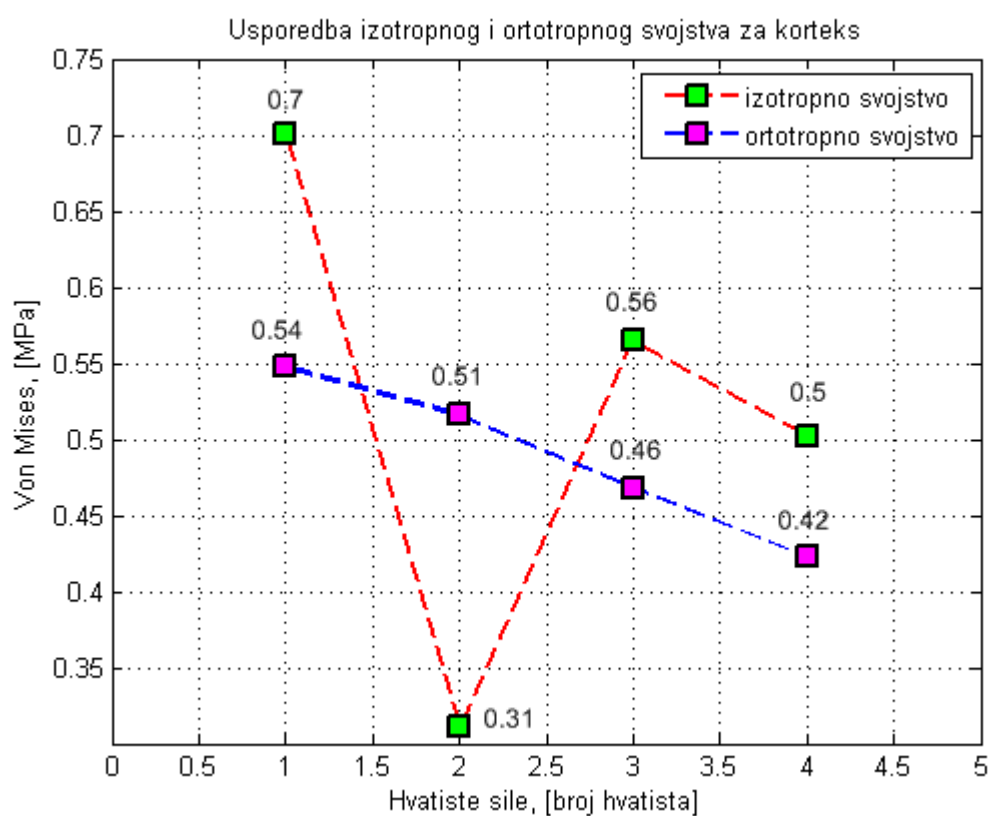
Kod modela zuba razlike u naprezanjima između ortotropnih i izotropnih materijala najviše su vidljive kod prvog hvatišta sile, gdje kod izotropnih materijala iznosi 61.35 MPa, dok kod ortotropnih iznosi 81.7 MPa (slika 43).



Slika 43. Usporedba ortotropnog i izotropnog svojstva modela zuba

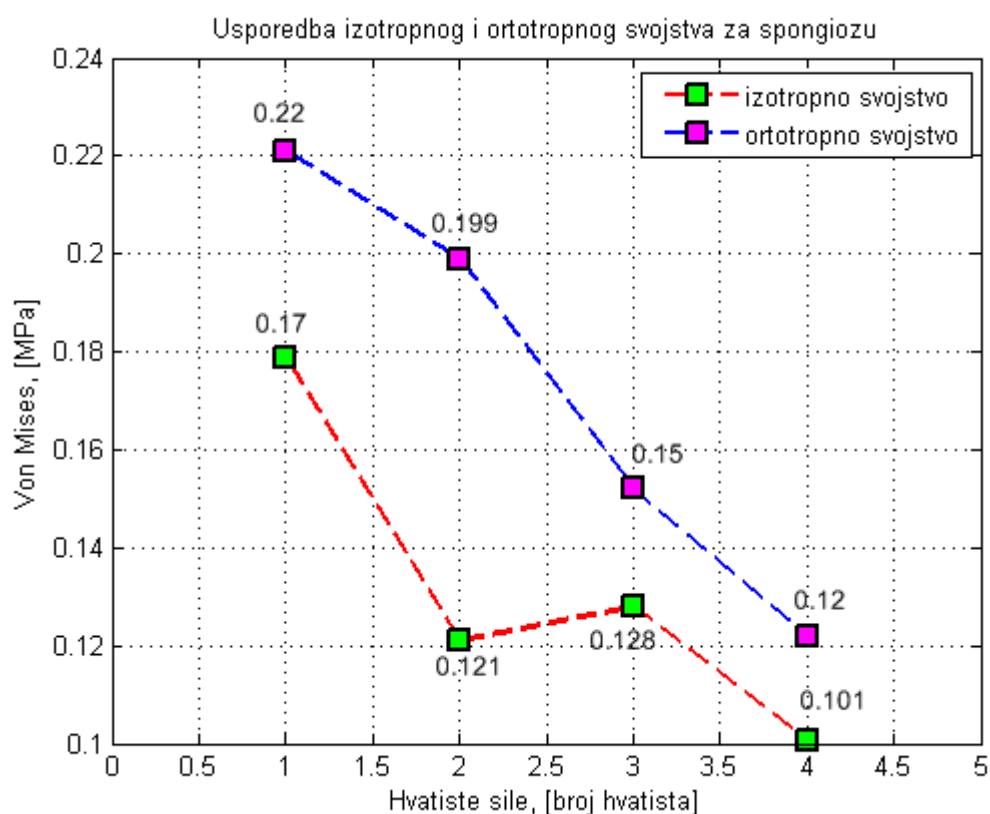


Kod korteksa, također najveća razlika u naprezanju je kod prvog hvatišta sile, 0.701 MPa za izotropne materijale i 0.548 MPa za ortotropne materijale (slika 44). Veća razlika se vidi u drugom hvatištu sile, gdje je najveće naprezanje kod izotropnih materijala 0.3115 MPa, dok je kod ortotropnih materijala 0.516 MPa. Može se zaključiti da je naprezanje veće kod ortotropnih materijala u prva dva hvatišta sile. U slijedeća dva hvatišta sile veća su naprezanja u izotropnim materijalima, ali neznatno veća.



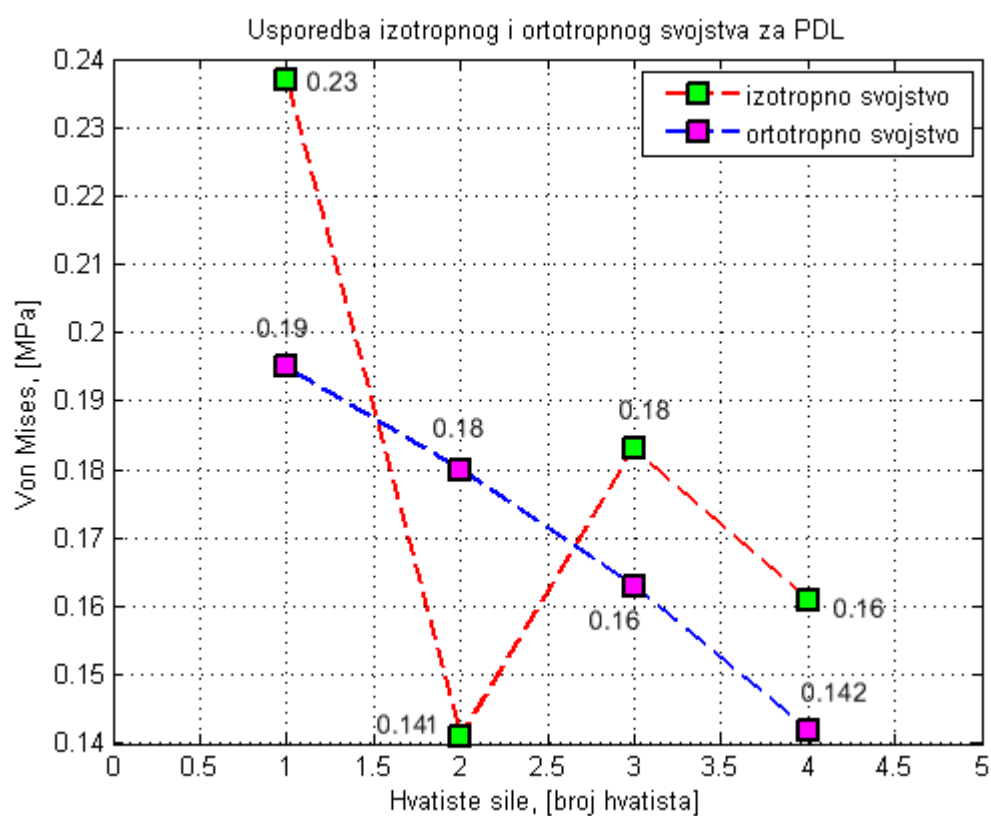
Slika 44. Usporedba ortotropnih i izotropnih svojstava korteksa

Kod spongioze se ne vidi značajna razlika između naprezanja kod ortotropnih i izotropnih materijala (slika 45). Nešto veće naprezanje je kod drugog hvatišta sile, gdje za izotropne materijale iznosi 0.121 MPa dok kod ortotropnih materijala iznosi 0.199 MPa.



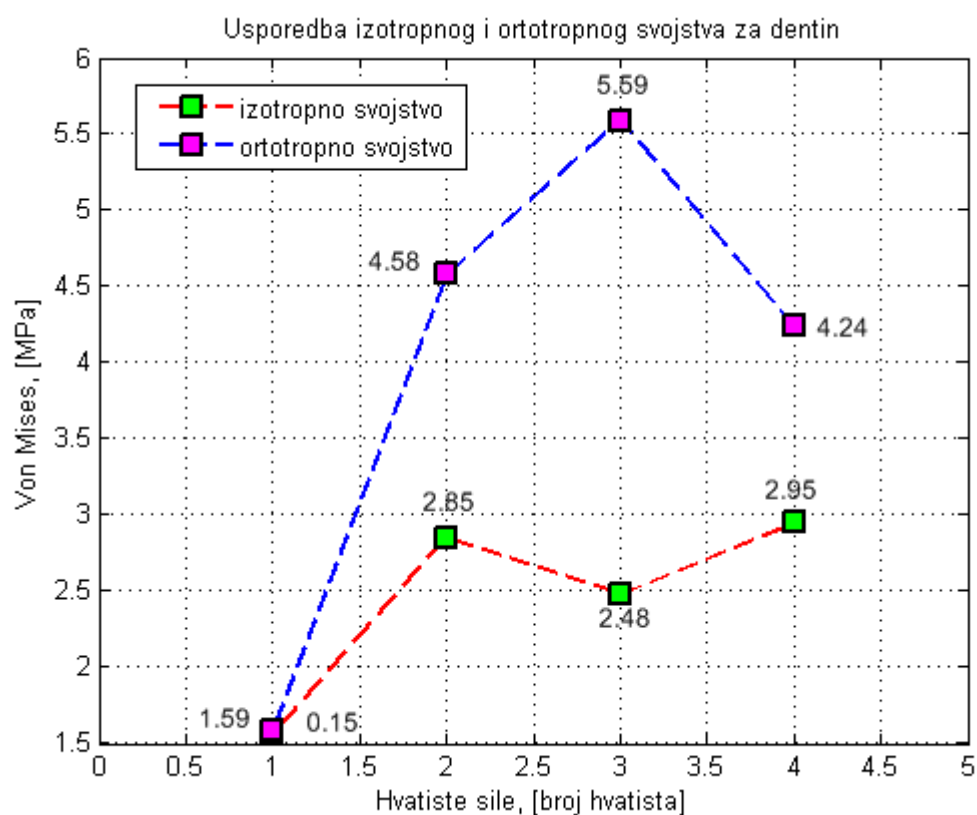
Slika 45. Usporedba ortotropnih i izotropnih svojstava kod spongioze

Kod periodontnog ligamenta nema značajnih razlika u iznosima najvećih naprezanja za izotropne i ortotropne materijale (slika 46).



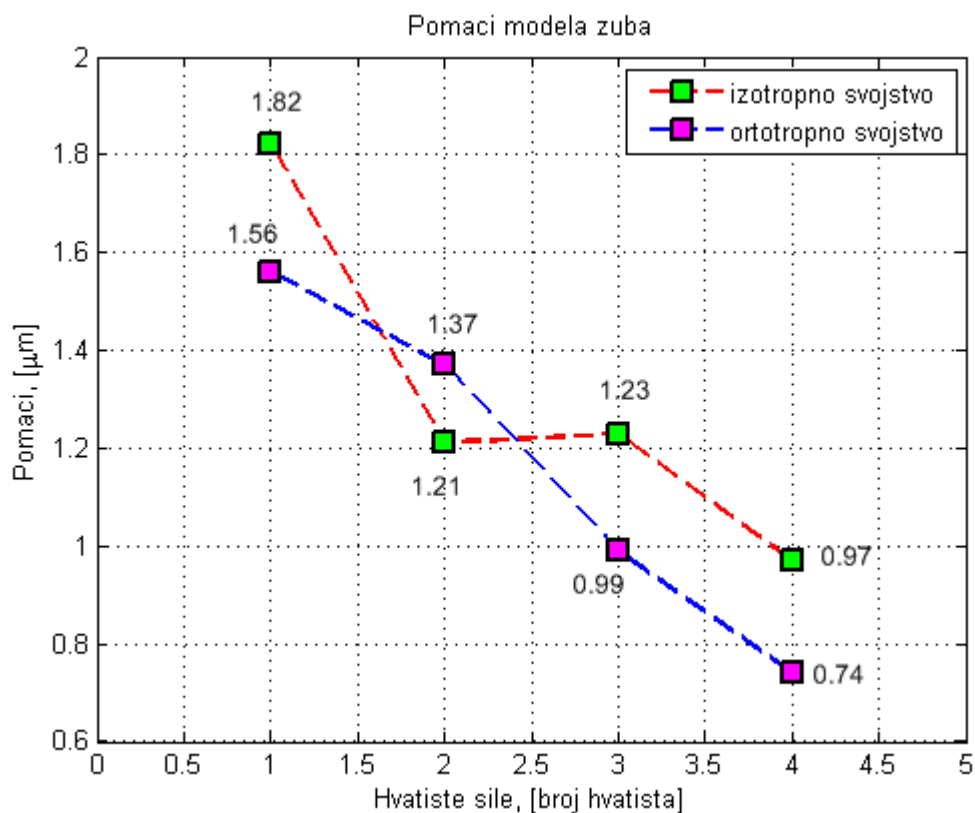
Slika 46. Usporedba ortotropnih i izotropnih svojstava kod periodontnog ligamenta

Kod dentina izuzev prvog hvatišta sile postoje razlike u iznosima naprezanja (slika 47). U drugom hvatištu sile iznos naprezanja za izotropne materijale je 2.85 MPa, a za ortotropne materijale iznosi 4.586 MPa. Za treće hvatište sile naprezanje za izotropne materijale iznosi 2.483 MPa, dok za ortotropne materijale iznosi 5.59 MPa. U četvrtom hvatištu za izotropne materijale iznosi 2.95 MPa, a za ortotropne materijale iznosi 4.243 MPa.



Slika 47. Usporedba ortotropnih i izotropnih svojstava kod dentina

Pomaci su veći kod izotropnih svojstava materijala nego kod ortotropnih materijala, izuzev drugog hvatišta sile, gdje je situacija obrnuta (slika 48). Najveće razlike su u hvatištu prve sile, gdje je kod izotropnih materijala  $1.828 \mu\text{m}$ , a kod ortotropnih  $1.565 \mu\text{m}$ , i kod hvatišta treće sile, gdje je kod izotropnih materijala pomak  $1.238 \mu\text{m}$ , a kod ortotropnih materijala  $0.997 \mu\text{m}$ .



Slika 48. Usporedba ortotropnih i izotropnih pomaka modela zuba

## 4. ZAKLJUČAK

Biomehanika je područje koje povezuje mehaniku i biološke sustave. Moguća je primjena na sve sustave u ljudskom organizmu, pa tako i na zube. Ortodontska biomehanika se bavi proučavanjem žvačnog sustava, mehaničkih utjecaja tkiva i gradivnih materijala, te utjecaj mobilnih ili fiksnih aparata na zub.

Utjecaj mobilnih ili fiksnih aparata na zub je pomicanje ili rotiranje zuba, ovisno o problemu koji je potrebno riješiti. Te prilikom tih rotacija i translacija dolazi do promjena u cijeloj okolini zuba. Periodontni ligament mora oslabiti svoje veze, da bi omogućio pomicanje ili rotiranje zuba, dok kod kosti dolazi do remodeliranja na tom mjestu gdje se zub pomiče ili rotira.

Svojstva materijala zuba nisu ni homogena ni izotropna, ali zbog pojednostavljenja analize vršena je analiza s izotropnim i ortotropnim mehaničkim svojstvima.

Nakon dobivenih analiza i s izotropnim i s ortotropnim svojstvima, s četiri različita hvatišta sile može se uočiti da nema velikih razlika u naprezanjima po HMMH teoriji. Postoje manja odstupanja pri prvom hvatištu sile, dok su kod ostalih hvatišta ne zamjetna. Razlike između izotropnih i ortotropnih svojstva materijala najviše su vidljive u pomacima, gdje su u prvom, trećem i četvrtom hvatištu sile veći pomaci kod izotropnih svojstava, dok su kod ortotropnih svojstava veći kod djelovanja sile u drugom hvatištu.

Svakako treba istaknuti da metoda konačnih elemenata ne daje sasvim precizne rezultate i da ne predstavlja potpuno realno stanje nego je samo još jedan od pokušaja približavanja problematici utjecaja ortodontskih sila koje se javljaju prilikom djelovanja mobilnih ili fiksni aparata.

## 5. LITERATURA

- [1] [www.Wikipedija.org](http://www.Wikipedija.org), rujan 2008
- [2] Čatović A.: Klinička fiksna protetika; Stomatološki fakultet sveučilišta u Zagrebu; Zagreb, 1999.
- [3] Meštrović S., Šlaj M. Mikšić, M.: Raščlamba naprezanja i deformacija nastalih djelovanjem ortodontske sile na zub metodom konačnih elemenata; Acta Stomat Croat, 2002., (167-194)
- [4] Rees, J.S., Jacobsen, P.H. The elastic modulus of anamel and dentine, Clinical Materials, 1993., 14, 35-39
- [5] Rees, J.S., Jacobsen, P.H. Elastic modulus of periodontal ligament, Biomaterials, 1997.; 18, 995-999
- [6] Vincet J.F.V., Structural Biomaterials, Princeton University Press, Princeton, 1992., 182-183
- [7] Wilson A., Linear and non-linear analysis of orthodontic tooth movement, PhD Thesis, University of Wales, 1991
- [8] Milewski G., Kromka, M., Mazur S.: Numerical strenght analysis mandibular bone remodelling for miniplates osteosynthesis, Acta of Bioengineering and Biomechanics, Volume 4, Supplement 1, 2002. 813-814
- [9] Kinney J.H.: Resonant ultrasound spectroscopy measurements of elastic constants of human dentin; Journal of biomechanics 37, 2004.; 437-441